

4. Imagistica prin rezonanta magnetica

<http://www.youtube.com/watch?v=n5ryhRuKFgs>

4. Imagistica prin rezonanță magnetică

4.1. Introducere

4.2. Fizica semnalului transmis

4.2.1. Momentele unghiulare și momente magnetice

4.2.1.1. O descriere calitativă

4.2.1.2. Descriere clasică

4.2.1.3. Descrierea în mecanica cuantică

4.2.2. Echilibru dinamic: net vector de magnetizare a materiei

4.3. Interacțiunea cu țesutul

4.3.1. Perturbarea echilibrului dinamic: câmp RF

4.3.2. Întoarcere la echilibru dinamic: relaxare

4.3.2.1. Spin-spin relaxation

4.3.2.2. Relaxare Spin-Lattice n

4.4. Detectarea semnalului și detectoare

4.5. Imagistica

4.5.1. Introduction

4.5.2. Selectarea feliei sau volumului

4.5.3. Codificarea poziției: teorema k

4.5.4. Fenomene de defazare

4.5.5. Secvențele pulsului de bază

4.5.6. Imagini tri-dimensionale

4.5.7. Imagistica cu schimbare chimică

4.5.8. Timpul de achiziție și reconstrucție

4.5.9. Secvențe de imagistică foarte rapidă

4.5.10. Imagistica spinilor în mișcare

4.5.11. Imagistica funcțională

4.6. Calitatea imaginilor

4.6.1. Contrast

4.6.2. Rezoluția

4.6.3. Artefacte

4.7. Echipament

4.8. Utilizare clinică

4.9. Efecte biologice și de siguranță

4.9.1. Efecte biologice

4.9.1. Securitatea

4.10. Așteptările viitoare

4.1. Introducere

- Imagistica prin rezonanță magnetică (IRM) este un modalitate imagistică medicală relativ recentă. Deși fenomenul fizic de rezonanță magnetică nucleară (RMN) a fost cunoscut de la începutul anilor 1940, aplicarea sa practică în domeniul imagisticii medicale a fost realizat doar în 1973, când Paul C. Lauterbur a făcut prima imagine RMN, prin introducerea de gradient în câmpul magnetic.
- În 1974, Peter Mansfield a prezentat teoria matematică pentru scanarea rapidă și reconstrucția imaginii, necesare în practica clinică, și a arătat că imagistica extrem de rapidă ar putea fi obținută prin variații de gradient foarte rapide. Lauterbur și Mansfield partajează Premiul Nobel pentru Medicină și Fiziologie în 2003.

- O dificultate este că NMR nu poate fi explicată în totalitate folosind fizica "clasică" (de exemplu, teoriile fizice bazate pe legile lui Newton și Maxwell). În 1905, Einstein a demonstrat, în teoria lui specială a relativității, că legile lui Newton sunt doar aproximativ valabile.
- Mai târziu, în secolul XX teoria mecanicii cuantice a fost dezvoltată pentru a explica fenomenele fizice la scară atomică și subatomică.
- O descriere concisă a bazelor RMN, proprietăților momentului unghiular de spin, are nevoie de teoria electrodinamicii cuantice, care combină teoria specială a relativității și mecanica cuantică. Această teorie este dincolo de sfera de aplicare a acestui text. O discuție simplificată RMN pe baza mecanicii clasice și cuantice este suficientă pentru a explica principiile de RMN.

4.2. Fizica semnalului transmis

- În esență, MRI-ul măsoară o proprietate magnetică a țesutului. Următoarea secțiune descrie comportamentul unei singure particule cu moment cinetic și moment magnetic, într-un câmp magnetic extern. Această problemă este studiată din punct de vedere clasic și mecanicii cuantice.

4.2.1. Momentele unghiulare și momente magnetice

4.2.1.1. O descriere calitativă

- În mecanica clasică, momentul cinetic (unghiular) este angajat atunci când se discută de rotația unui obiect în jurul unei axe.
- De exemplu, așa cum se arată în figura 4.1, în mecanica cerească, descrierea de mișcare a Pamantului implică două momente unghiulare: unul corespunde rotației Pamantului în jurul Soarelui, și al doilea corespunde rotației sale în jurul axei proprii (rotire).

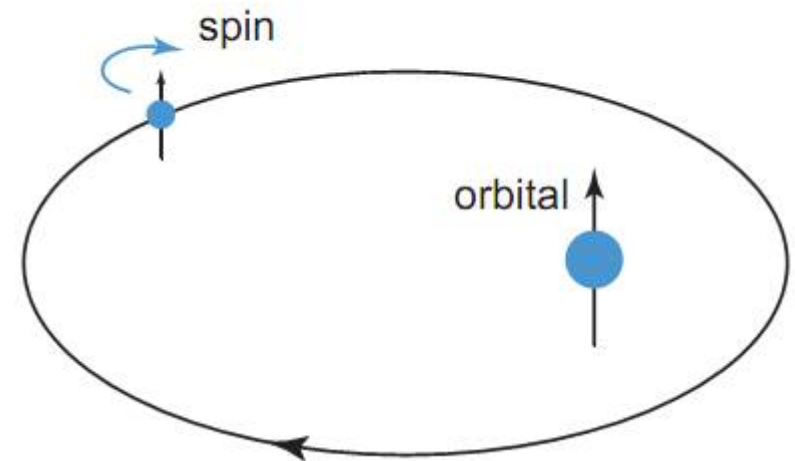
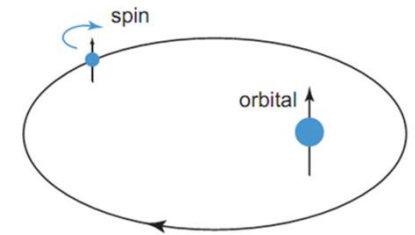


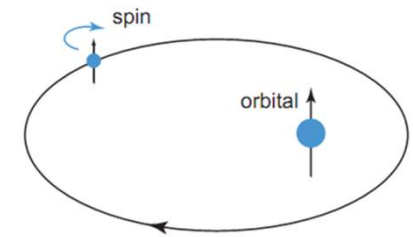
Fig. 4.1 În mecanica cerească, un spin și un moment cinetic (unghiular) orbital sunt asociate cu mișcarea Pamantului în jurul Soarelui. În teoria clasică, electronul și nucleul înlocuiesc Pământul și Soarele, respectiv. Deoarece electronul este o particulă încărcată, aceasta are de asemenea un moment magnetic. Din păcate, modelul clasic este incorect: spin al particulei elementare nu are analog clasic.

- Când, la sfârșitul secolului nouăsprezece a devenit clar faptul că atomul are o structură interioară, fizicienii au folosit modele mecanice pentru a explica fenomenele atomice. Prin urmare, în modelul de atom Rutherford, un moment cinetic (unghiular) orbital este atribuit mișcării orbitale a electronilor în jur de nucleu.

- În plus, deoarece electronul este particulă încărcată, mișcarea orbitală presupune existența de o buclă de curent și, astfel, un moment magnetic.

- Cu toate acestea, pentru a explica anumite fapte experimentale observate în spectrele atomice, Uhlenbeck și Goudsmit au postulat în 1925 că electronul trebuie să aibă, de asemenea, un moment unghiular de spin (sau spin pe scurt) cu un moment magnetic asociat.





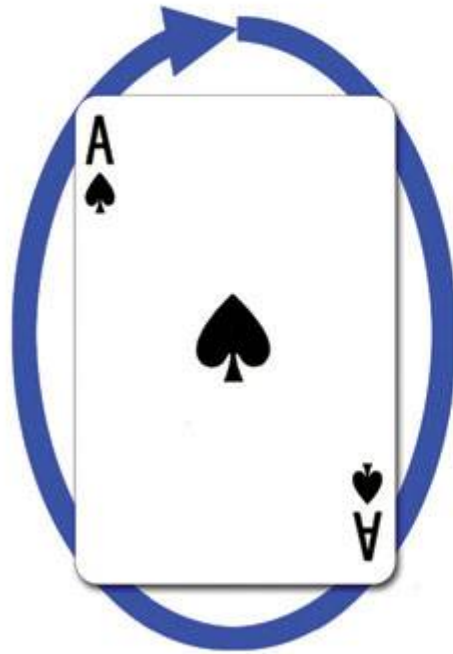
- Încercarea de a da electronilor o extensie spațială, ca în figura 4.1, și asocierea acestui spin cu rotația în jurul propriei axe, este incorectă. Spin-ul nu are analog clasic; originea sa poate fi explicată numai prin combinarea corectă teoria relativității speciale cu mecanica cuantică.
- Electronul nu este singura particulă elementară care are spin. Protonii și neutronii posedă, de asemenea, această proprietate. Prin urmare, spinul unui nucleu atomic este suma vectorială a spinilor săi constitutivi de protoni și neutroni.
- Valoarea de spin, astfel, depinde atât de numărul de masă cât și de numărul atomic. Pentru că un nucleu atomic este o distribuție de sarcină, momentul net unghiular de spin este asociat cu un moment magnetic.
- Tabelul 4.1 arată valori de spin a unor izotopi importanți biomedicali și arată că proprietatea de spin este mai mult regulă decât excepție în natură.

Table 4.1 Spin values of several nuclei of biomedical interest.

A given nucleus is characterized by a unique spin value (the values are explained on p. 66). Note that the biomedically important nuclei $^{12}_6\text{C}$ and $^{16}_8\text{O}$ have no spin and thus no NMR sensitivity [18].

Nucleus	Spin	$\frac{\gamma}{2\pi}$ (MHz/T)
^1_1H	$\frac{1}{2}$	42.57
^2_1H	1	6.54
$^{12}_6\text{C}$	0	
$^{13}_6\text{C}$	$\frac{1}{2}$	10.71
$^{14}_7\text{N}$	1	3.08
$^{15}_7\text{N}$	$\frac{1}{2}$	−4.31
$^{16}_8\text{O}$	0	
$^{17}_8\text{O}$	$\frac{5}{2}$	−5.77
$^{31}_{15}\text{P}$	$\frac{1}{2}$	17.23
$^{33}_{16}\text{S}$	$\frac{3}{2}$	3.27
$^{43}_{21}\text{Ca}$	$\frac{7}{2}$	−2.86

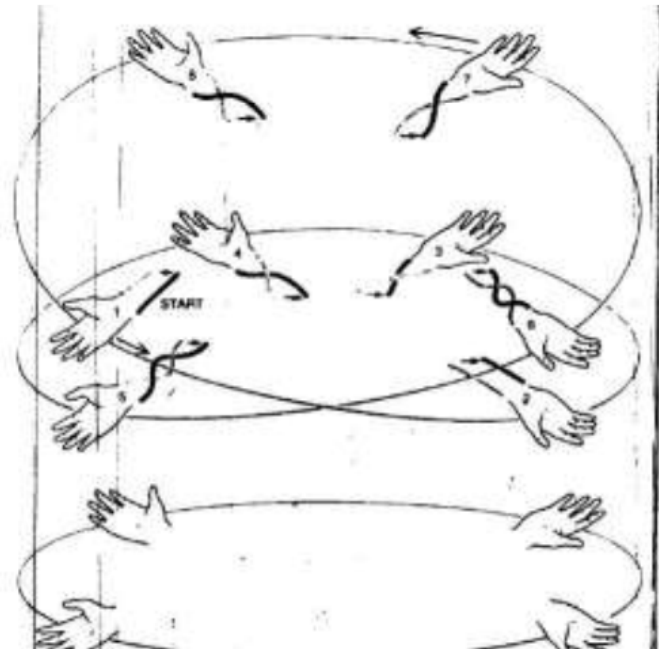
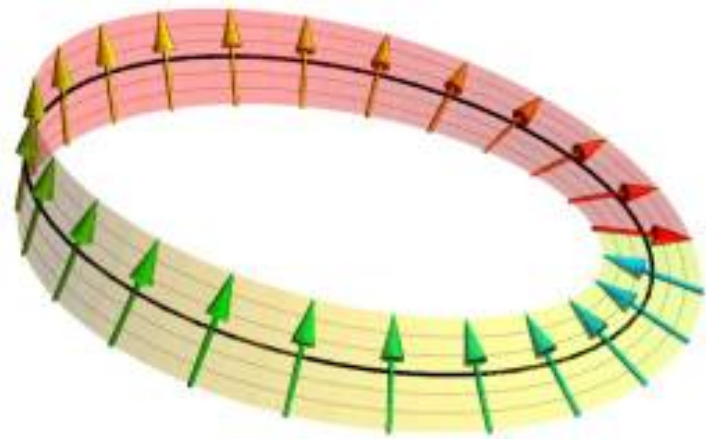
●
Spin = 0

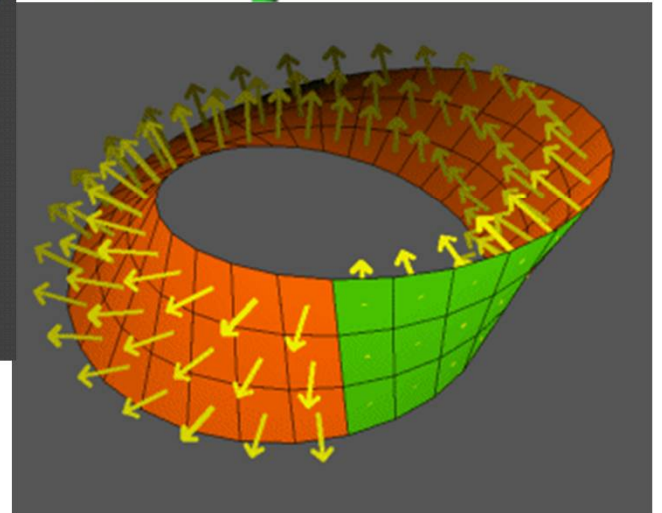
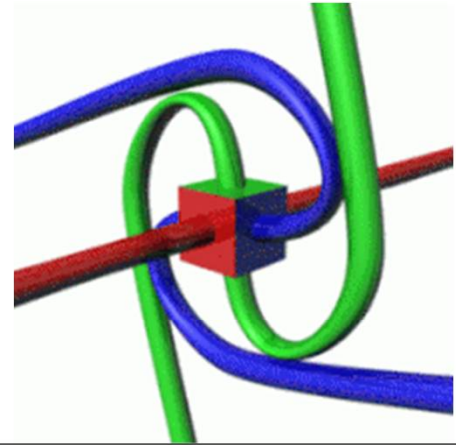
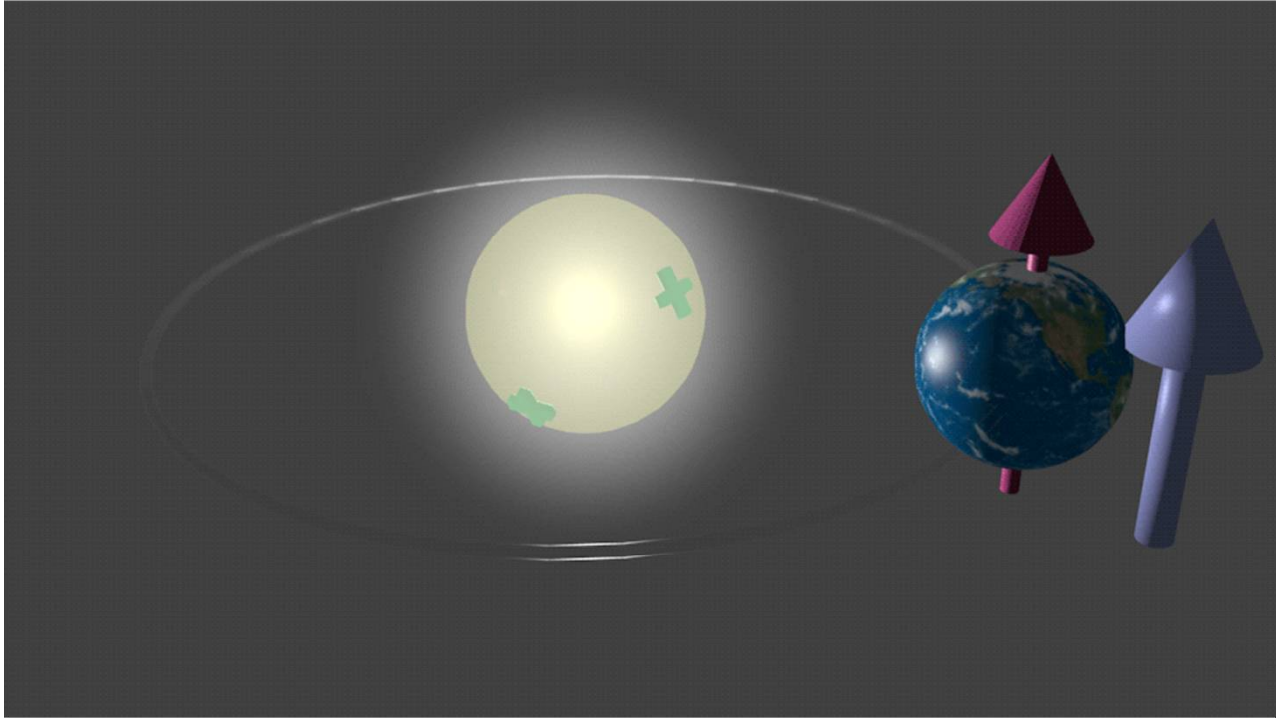


Spin = 1



Spin = 2



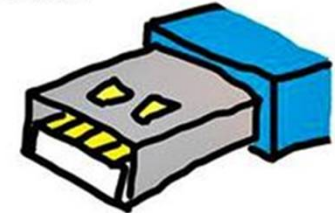


Spin 1	
Spin 2	
Spin 0	
Spin 1/2	

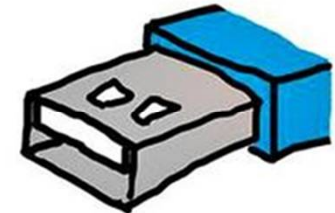
A correct version

It is a well known fact that you must spin a USB three times before it will fit.
From this, we can gather that a USB has three states.

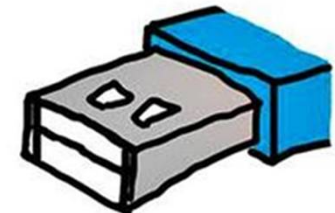
Up position



Down position



Superposition



Until the USB is observed it will stay in the superposition. Therefore it will not fit until observed - except for in cases of USB tunnelling.

It is a well known fact that you must spin a USB three times before it will fit.
From this, we can gather that a USB has three states.

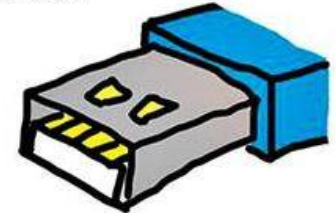
<http://www.quantum-physics.polytechnique.fr/en/pages/p060.html>

<http://www.applet-magic.com/particlespin.htm>

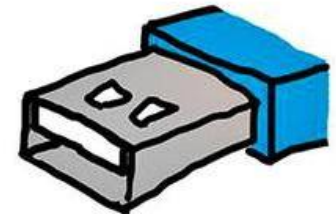
plate trick



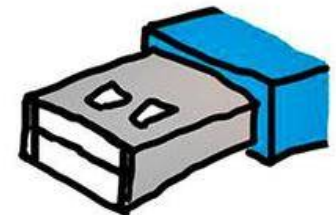
Up position



Down position



Superposition



Until the USB is observed it will stay in the superposition. Therefore it will not fit until observed - except for in cases of USB tunnelling.

4.2.1.2. Descriere clasică

- RMN studiază comportamentul a nucleelor atomice cu moment cinetic de spin și momentul magnetic asociat într-un câmp magnetic extern. De-a lungul acestui text, direcția câmpului magnetic extern B este definită ca axa z a sistemului de coordonate: $B=(0,0,B_0)$.
- Fie J un moment unghiular de spin și μ momentul magnetic asociat. Vectorii J și μ au aceeași orientare și relația lor poate fi scrisă ca

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J}, \quad (4.1)$$

- unde γ este raportul gyromagnetic, care este o constantă pentru un anumit nucleu (vezi Tabelul 4.1). Interacțiunea între B și μ produce o mișcare de precesie și o energie potențială (Figura 4.2).

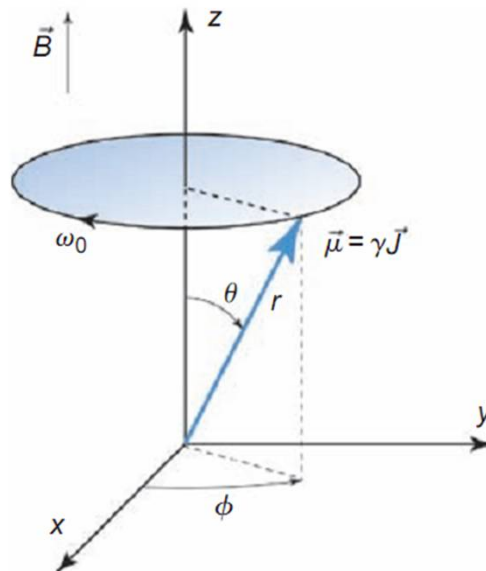
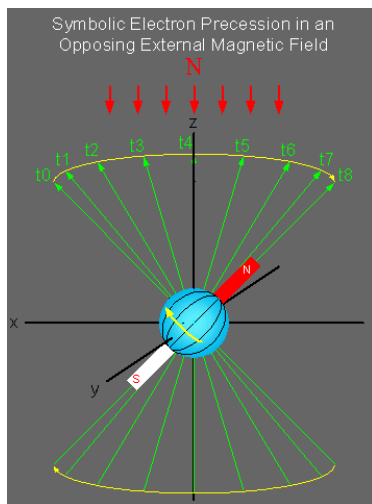


Fig. 4.2 Dacă o particulă cu moment unghiular J și moment magnetic μ este suspendată fără frecare într-un câmp magnetic extern B , o precesie apare. Frecvența unghiulară ω_0 a acestei precesii este proporțională cu B_0 . Pentru γ pozitiv, precesie este sensul acelor de ceasornic.

Motion equation

- În mecanica clasică, J îndeplinește

$$\frac{d\vec{J}}{dt} = \vec{\tau}, \quad (4.2)$$

- unde τ este cuplul (torque) extern net care acționează asupra sistemului de a fi studiat. În acest caz,

$$\vec{\tau} = \vec{\mu} \times \vec{B}, \quad (4.3)$$

- care, combinat cu ecuația (4.2) și (4.1), obținem

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J},$$

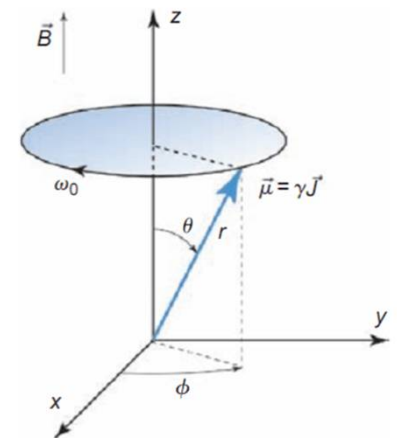
$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \vec{\mu} \times \gamma \vec{B}. \quad (4.4)$$

- Soluția acestei ecuații este

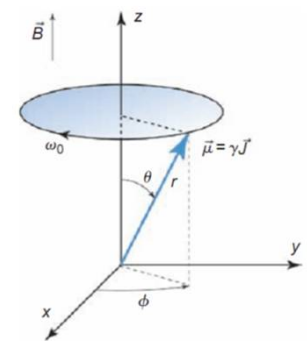
$$\begin{aligned} \mu_x(t) &= \mu_x(0) \cos(\omega_0 t) + \mu_y(0) \sin(\omega_0 t) \\ \mu_y(t) &= -\mu_x(0) \sin(\omega_0 t) + \mu_y(0) \cos(\omega_0 t) \\ \mu_z(t) &= \mu_z(0), \end{aligned}$$

- cu

$$\omega_0 = \gamma B_0. \quad (4.6)$$



(4.5)



- Constantele $\mu_x(0)$, $\mu_y(0)$ și $\mu_z(0)$ sunt valorile componentelor la $t = 0$. Fie $\mu_{xy}(t) = \mu_x(t) + i\mu_y(t)$ și $\mu_{xy}(0) = \mu_x(0) + i\mu_y(0)$. Componenta transversală poate fi scrisă ca

$$\mu_{xy}(t) = \mu_{xy}(0)e^{-i\omega_0 t}. \quad (4.7)$$

- Ecuatiile (4.5) și (4.7) arată că componentă transversală a μ se rotește în jurul axei z cu frecvență angulară ω_0 și componenta longitudinală sau z -componenta este independentă de timp.
- Prin urmare, mișcarea μ este o precesiune în jurul axei z cu frecvența de precesie ω_0 . Pentru γ pozitiv, sensul de rotație este sensul acelor de ceasornic.

• Putem simplifica și mai mult descrierea prin introducerea unui cadru de referință, cu axe de coordonate x', y', z' , care se rotește în sensul acelor de ceasornic în jurul axei $z'=z$ cu frecvență angulară ω_0 . În acest cadru de rotație, μ' stă pe loc. Presupunând că coordonatele staționare și de rotație a cadre coincid la $t = 0$, ecuația (4.5) devine

$$\begin{aligned}\mu_{x'}(t) &= \mu_x(0) \\ \mu_{y'}(t) &= \mu_y(0) \\ \mu_{z'}(t) &= \mu_z(0).\end{aligned}\quad (4.8)$$

• Prin urmare, în cadrul rotativ câmpul magnetic efectiv perceput de μ este zero. În restul textului fenomenele fizice sunt descrise în acest cadru de referință rotativ cu excepția cazului când este explicat altfel.

Energia

- Energia potențială E este $E = -\vec{\mu} \cdot \vec{B} = -\mu B_0 \cos \theta = -\gamma J B_0 \cos \theta$. (4.9)
- E este minimă în cazul în care μ și B sunt paralele. În teoriile clasice J și θ poate avea orice valoare, astfel încât ecuația (4.9) nu implică existența de restricții privind valorile energiei permise. Prin urmare, axa atomică poate avea orice orientare spațială, și J_z poate avea orice o valoare în intervalul $[-J, +J]$.
- Din păcate, descrierea clasică este greșită. În 1921, Stern și Gerlach au efectuat o serie de experimente cu atomi de argint care a demonstrat că J_z poate avea doar un număr limitat de valori și axa atomică poate avea aparent doar un număr finit de direcții. Pentru atomi de argint, doar două valori sunt posibile. Acest fenomen a fost numit cuantificare spațială.
- Descrierea corectă evenimentelor la scară atomică și subatomică necesită utilizarea mecanicii cuantice

4.2.1.3. Descrierea în mecanica cuantică

Ecuatia de mișcare

- Mecanica cuantică arată că valorile așteptate a componentelor vectorului de magnetizare se comportă ca un moment magnetic clasic, deci, acestea îndeplinesc ecuația (4.6) și figura 4.2.

Energie

- Una dintre diferențele majore între mecanica clasică și cuantică este cuantificarea (de exemplu, rezultatul de măsurare a unei variabile fizice este un multiplu de o cantitate de bază (quantum)). Când se măsoară energia, teoria cuantică prezice că valorile posibile de energie sunt limitate la

$$E = -m \gamma \hbar B_0, \quad \text{with } m = -j, -j+1, \dots, j-1, j. \quad (4.10)$$

$$E = -m \gamma \hbar B_0, \quad \text{with } m = -j, -j+1, \dots, j-1, j. \quad (4.10)$$

• Prin definiție $\hbar = h/2\pi$, cu h constanta lui Planck. Cuaanta de energie este $\gamma \hbar B_0$. Constantă j este numărul cuantic de spin. În funcție de numărul de protoni și neutroni în nucleu, valoarea acestuia poate fi 0, 1/2, 1, 3/2, ... (Tabelul 4.1). Pentru particule cu valoare de spin $j = 1/2$, cum ar fi protoni (nucleul ^1_1H), există două valori posibile de energie:

$$\begin{aligned} E_{\uparrow} &= -\frac{1}{2} \gamma \hbar B_0 \\ E_{\downarrow} &= +\frac{1}{2} \gamma \hbar B_0. \end{aligned} \quad (4.11)$$

• Acest fenomen de stări energetice cuantificate în prezența unui câmp magnetic extern este cunoscut sub numele de efectul Zeeman (Figura 4.3). Cele două stări sunt numite "Spin up" ($\uparrow$) și "spin down" ($\downarrow$), respectiv.

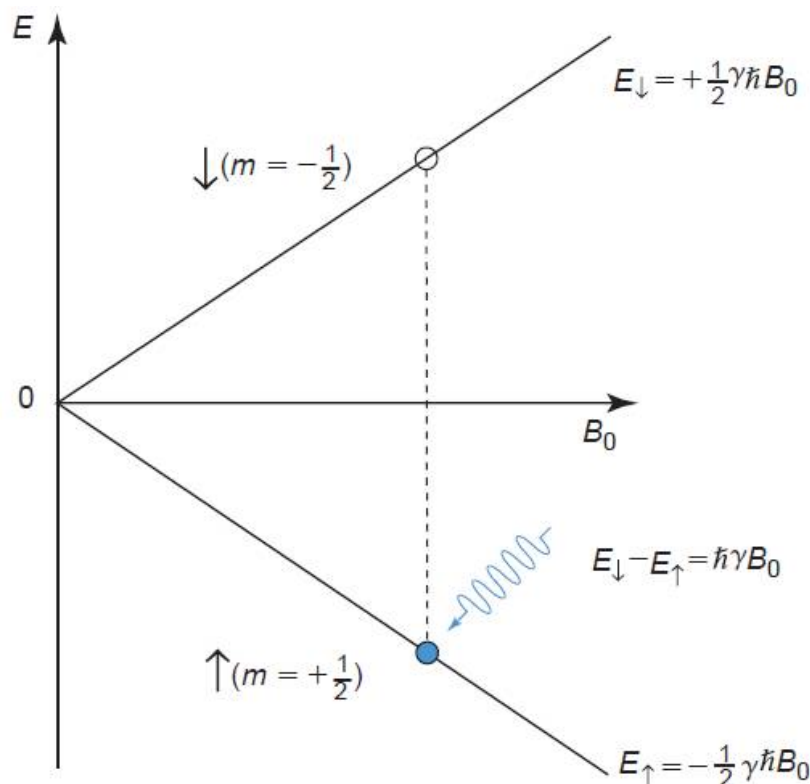


Fig. 4.3 Efectul Zeeman de particule cu spin $j = 1/2$. În prezența unui câmp magnetic independent de timp extern B de mărime B_0 , particula poate ocupa două stări diferite de energie, "Spin up" ($\uparrow$) și "spin down" ($\downarrow$). Diferența de energie între cele două stări este proporțională cu B_0 .

• **Stare "Spin up"** are cea mai mică energie și va fi preferențial ocupată, dar mecanica cuantică interzice ca toți spinii de a fi în această stare. Un proton în stare $E_{\uparrow}$ poate trece la starea $E_{\downarrow}$ prin absorbția unui foton cu energie egală cu

$$E_{\downarrow} - E_{\uparrow} = \hbar\gamma B_0. \quad (4.12)$$

• **Pentru un foton cu o energie $E = \hbar\omega_{\text{RF}}$, condiția de rezonanță este descrisă de frecvența Larmor (unghiulară)**

$$\omega_{\text{RF}} = \gamma B_0. \quad (4.13)$$

- Comparând ecuația (4.13) cu ecuația (4.6) vedem că frecvența unghiulară Larmor este exact frecvența unghiulară de precesie momentului magnetic, care este,

$$\omega_{\text{RF}} = \omega_0. \quad (4.14)$$

- Dacă $B_0 = 1$ tesla (T), frecvența Larmor este aproximativ 42.6 MHz pentru hidrogen (^1H). Dacă $B_0 = 1.5\text{T}$, această valoare devine aproximativ 63.85 MHz. Frecvența Larmora acestui element și a altor elemente pot fi găsite în tabelul 4.1. Undele electromagnetice în acest interval de frecvență sunt numite de unde radio-frecvențe (RF), sau unde radio mai scurt.

- Deoarece hidrogenul este disponibil din abundență în corpul uman, MRI se concentrează pe vizualizarea țesuturi care conțin hidrogen (muschi, creier, rinichi, CSF, edem, oase, etc.).

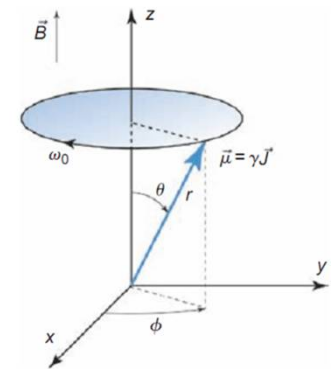
- Alte elemente sunt, de asemenea, folosite pentru imagistică, cum ar fi ^{13}C , ^{19}F și ^{23}Na , dar nu frecvent în practica clinică și numai pentru aplicații specifice. Mulți din acești izotopi sunt prezenți în organism în concentrații mici și sunt folosiți în primul rând la etichetarea metaboliți sau farmaceutice care sunt administrate pacientului. Prin urmare, restul de acest capitol se ocupă cu vizualizare de hidrogen, de asemenea, menționată ca protoni.

Animationofnucleus(proton)precession.gif

- Moleculele de grăsime sunt mari și înconjurate de mulți electroni, care reduc câmpul extern efectiv. Aceasta aduce la frecvența Larmor de grăsime la aproximativ cu 150 Hz mai mică decât cea a apei la 1 T (220 Hz la 1.5 T). Această diferență normalizată la frecvența Larmor a elementului de referință ((CH₃)₄Si), exprimată în părți per milioane (ppm), este numit schimbare chimică (chemical shift). Prin urmare, schimbare chimică între grăsime și de apă este de aproximativ 3.5 ppm.

4.2.2. Echilibru dinamic: vector net de magnetizare a materiei

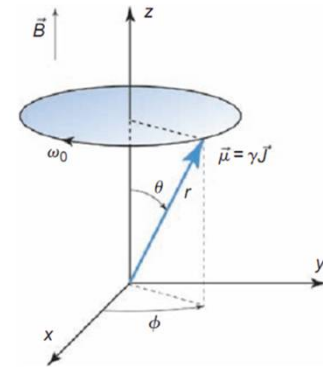
- În imagistică, fiecare element de volum (voxel) este încă suficient de mare pentru a conține o cantitate mare de protoni, fiecare proton având spin propriu asociat cu moment magnetic.
- În fiecare voxel, un echilibru dinamic există, în care spini sunt distribuiți pe cele două niveluri posibile de energie. Referindu-ne la Figura 4.2, în starea spin-up punctele momentelor magnetice sunt îndreptate în sus (upwards), deci, $\mu_z(t) > 0$, în timp ce în starea spin-down punctul momentelor magnetice sunt îndreptate în jos (downward) (adică, $\mu_z(t) < 0$).



- Descriere corectă a acestui echilibru dinamic trebuie, în principiu, să fie obținut de la mecanica cuantică statistică. Din fericire, se poate dovedi că comportamentul așteptat a unui număr mare de spini este echivalent cu comportamentul clasic al unui vector net de magnetizare, reprezentând suma tuturor momentelor magnetice individuale [14, 19]. În echilibru dinamic, fiecare voxel are un vector net de magnetizare macroscopic $\vec{M}_0$:

$$\vec{M}_0 = \sum_{i=1}^{n_s} \vec{\mu}_i, \quad (4.15)$$

- unde n_s este numărul de spini în voxel. Pentru că starea spin-up are cea mai mică energie, mai mulți spini ocupa acest nivel de energie, rezultând într-o polarizare netă în direcția câmpului magnetic extern. Prin urmare, z-componenta vectorului net-magnetizării și câmpul extern sunt în aceeași direcție. Un mai mare câmp magnetic extern rezultă într-un mai mare vector net de magnetizare (a se vedea ecuația. (4.102) de mai jos) și semnalul mai mare.*

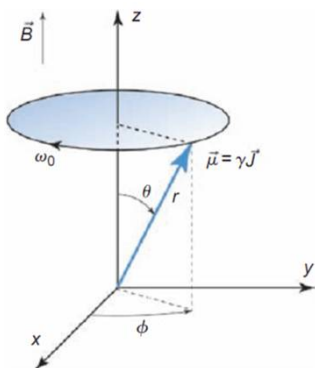


• O distribuție statistică a unui număr mare de spini are componente transversale în toate direcțiile posibile a planului xy. În medie, suma de toate aceste componente este zero și, în consecință, vectorul net de magnetizare nu are xy-componente în echilibru dinamic:

$$\vec{M}_0 = (0, 0, M_0). \quad (4.16)$$

• Deoarece toți vectorii de spin posedă un moment unghiular, poate fi în continuare arătat că magnetizarea netă precesează în jurul axei de câmp magnetic extern și $\vec{M}_0$ satisface ec.(4.4):

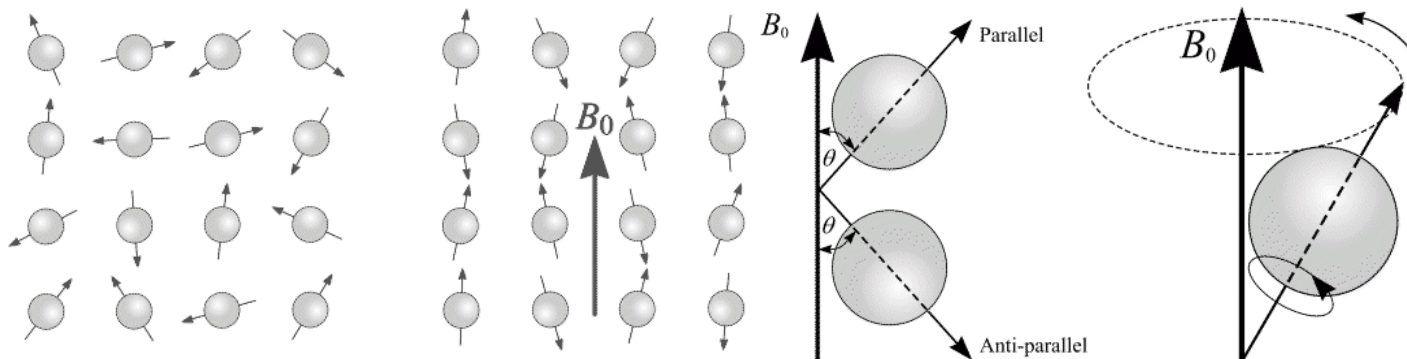
$$\frac{d\vec{M}_0}{dt} = \vec{M}_0 \times \gamma \vec{B}. \quad (4.17)$$



• Figura 4.2 este încă actuală, dar pentru caz special $\theta = 0$. Ca și în descrierea clasică a comportamentului unui singur spin, M_0 se află încă într-un cadru de referință de rotație la frecvență unghiulară Larmor.

Random Motion (expand the description below for a detailed explanation).mp4

Dipole (expand the description below for a detailed explanation).mp4



ani_TIS_Mag.gif

4.3. Interacțiunea cu tesutul

- Magnetizarea netă M_0 într-un voxel este proporțională numărului de spini în acest voxel. Din păcate, măsurarea directă a magnitudinii M_0 este imposibilă din motive tehnice. Numai componenta transversală de magnetizare poate fi măsurată. Acest lucru poate fi obținut prin perturbarea echilibrului.

4.3.1. Perturbarea echilibrului dinamic: câmp RF

- Echilibru dinamic este perturbat prin transmiterea de fotoni cu energie corespunzătoare, așa cum este prescris de către ecuația Larmor (ec. (4.13)). În cazul unui câmp magnetic de 1 T, acest lucru poate fi realizat cu o undă electromagnetică de la o frecvență de 42.57 MHz (vezi Tabelul 4.1). Acesta este o undă de RF. Fotonii sunt absorbiți de tesut, și ocuparea nivelurilor de energie se schimbă. Rezultatul acestei perturbații este faptul că vectorul de magnetizare netă are atât o componentă longitudinală cât și transversală.

- Unda electromagnetică RF este generată prin lansarea curenților alternativi în două bobine amplasate de-a lungul axei x și y ale sistemului de coordonate. Această configurație este cunoscută în electronica ca transmițător Quadrature. Componenta magnetică a undei electromagnetice este B_1 , în cadrul de referință staționară acesta poate fi scris ca

$$\vec{B}_1(t) = B_1(\cos(\omega_0 t), -\sin(\omega_0 t), 0). \quad (4.18)$$

- **Componenta longitudinală a $B_1(t)$ este zero și componenta transversală poate fi scrisă ca**

$$\begin{aligned} B_{1xy}(t) &= B_1 \cos(\omega_0 t) - i B_1 \sin(\omega_0 t) \\ &= B_1 e^{-i\omega_0 t}. \end{aligned}$$

(4.19)

- **Vectorul de magnetizare netă în condiții neechilibru este în continuare notat $\vec{M}$. Cu înlocuirea lui M_0 cu $\vec{M}$ și B cu $\vec{B} + \vec{B}_1(t)$, ecuația. (4.17) devine**

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \vec{M} \times \gamma (\vec{B} + \vec{B}_1(t)).$$

(4.20)

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \vec{M} \times \gamma(\vec{B} + \vec{B}_1(t)).$$

• Pentru a rezolva această ecuație, sau, a găsi mișcarea lui M , vom recurge direct la cadrul de referință de rotație cu frecvența unghiulară ω_0 . Câmpul efectiv perceput (perceived) de către M este câmpul staționar B_1 . Prin urmare, M precesază în jurul B_1 cu frecvență de precesie

$$\omega_1 = \gamma B_1. \quad (4.21)$$

• La $t = 0$ câmpul magnetic efectiv se află de-a lungul axei x , și rotește M de la the axa z la axa y (Figura 4.4 (a)).

• Unghiul dintre axa z și M se numește unghiul flip α :

$$\alpha = \int_0^t \gamma B_1 d\tau = \gamma B_1 t = \omega_1 t. \quad (4.22)$$

• Printr-o alegere corespunzătoare a B_1 și t , orice unghi flip poate fi obținut. Un compromis între acestea două este important. Dacă up-time a câmpului RF este înjumătățită, B_1 trebuie să se dubleze, în scopul de a obține același unghi flip. Dublarea B_1 implică o mărire de patru ori a livrării de putere, care este proporțională cu pătratul de B_1 .

- Prin componenta electrică a undei RF, o cantitate semnificativă de energie livrată este transformată în căldură, și o creștere importantă a temperaturii tesutului poate apărea.

- În imagistica practică, există două unghiuri flip importante

- --- Impuls 90° Acest impuls RF aduce M de-a lungul axei y (Figura 4.4 (b)):

$$\vec{M} = (0, M_0, 0). \quad (4.23)$$

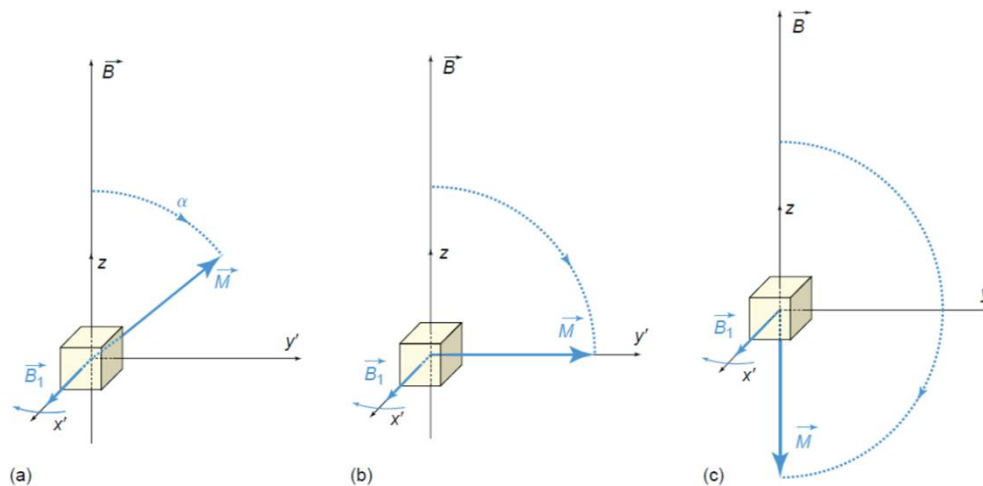
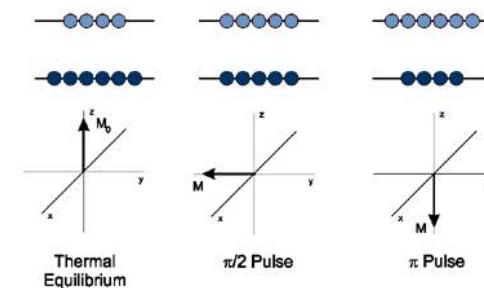


Fig. 4.4 ((a) M precesază în jurul B_1 și este rotit de la axa z la axa y . Unghiul α dintre axa z și M se numește unghi flip. (b) $\alpha = 90^\circ$, care este obținut printr-un impuls RF de 90° . (c) $\alpha = 180^\circ$, care este obținut printr-un impuls RF de 180° , de asemenea, numit impuls de inversiune.

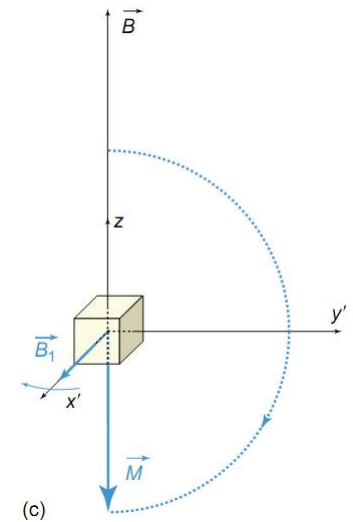
- Nu există nici o magnetizare longitudinală. Când transmisia RF este oprită după pulsul de 90° , M se rotește în sensul acelor de ceasornic, în plan transversal, în cadrul de referință staționar, în timp ce în cadrul de referință de rotație, se află în nemișcare.



- ---- 180 ° sau puls de inversare. Acest impuls RF rotește **M** la axa z negativă (Figura 4.4 (c)):

$$\vec{M} = (0, 0, -M_0). \quad (4.24)$$

- Datorită pulsului RF toți spini individuali se rotesc în fază. Această coerență de fază explică de ce în condițiile nonechilibru vectorul de magnetizare netă poate avea o componentă transversală.
- Atunci când câmpul RF este oprit, sistemul revine la echilibru dinamic. Componenta transversală revine la zero, și componenta longitudinală devine M_0 din nou. Această revenire la echilibru se numește **relaxare**.



Precession (expand the description below for a detailed explanation)(1).mp4

precession4.gif

4.3.2. Întoarcere la echilibru dinamic: relaxare

4.3.2.1. Relaxare spin-spin

- Relaxare spin-spin este fenomenul care provoacă dispariția componentei transversale a vectorului de magnetizare net. Fizic, de fiecare vector de spin prezintă (experiences) un câmp magnetic ușor diferit, din cauza mediului chimic diferit (protonii pot aparține H_2O , $-OH$, $-CH_3$, ...).
- Ca urmare a acestor așa-numite interacțiuni spin-spin, spini se rotesc la frecvențe unghiulare ușor diferite (Figura 4.5), ceea ce duce la o pierdere a coerenței fazei (dephasing) și o scădere a componentei transversale $M_{tr}(t)$.

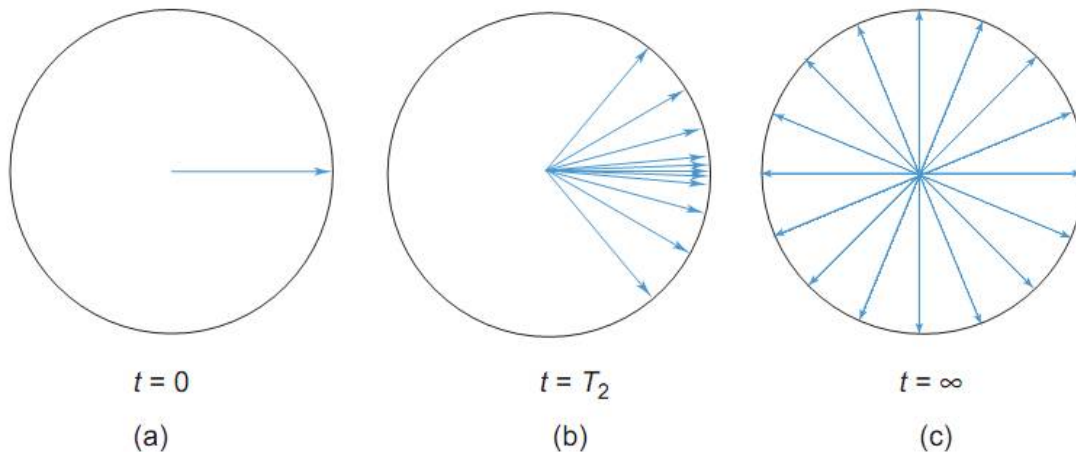


Fig. 4.5 Defazare a componentei transversale a vectorului de magnetizare netă cu timpul. (a) la $t = 0$, toți spini sunt în fază (coerență de fază). (b) la $t = T_2$, defazarea rezultă în o scădere a componentei transversale la 37 % din valoarea sa inițială. (c) În cele din urmă, spini sunt distribuiți izotrop și nu este lăsată magnetizare netă.

- **Procesul de defazare poate fi descris de un model de ordinul întâi. Constanta de timp a descompunerii exponențiale este numit timp de relaxare spin-spin T_2 :**

$$M_{\text{tr}}(t) = M_0 \sin \alpha e^{-t/T_2}. \quad (4.25)$$

T2 Decay Dispersed - video

T2 Decay Consolidated - video

$$M_{tr}(t) = M_0 \sin \alpha e^{-t/T_2}.$$

- $M_0 \sin \alpha$ este valoarea componentei transversale imediat după pulsul RF.
- T_2 depinde considerabil de țesut. Pentru exemplu, pentru grăsimi, $T_2 \approx 100\text{ms}$; pentru lichidul cefalorahidian (CSF), $T_2 \approx 2000\text{ ms}$ (Figura 4.6 (a)). Molecule sunt continuu în mișcare și schimbă mișcarea lor rapid.
- Pentru protoni liberi în lichide, cum ar fi CSF, diferențele câmp magnetic experienced sunt mediate, rezultând o mică defazare și valori lungi de T_2 .

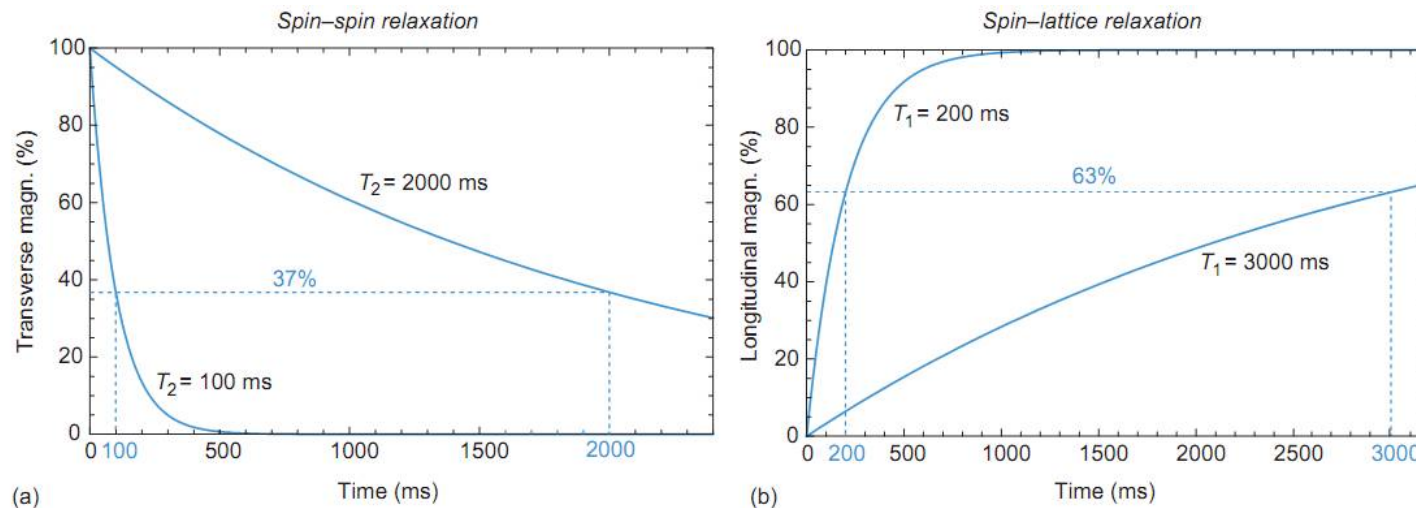
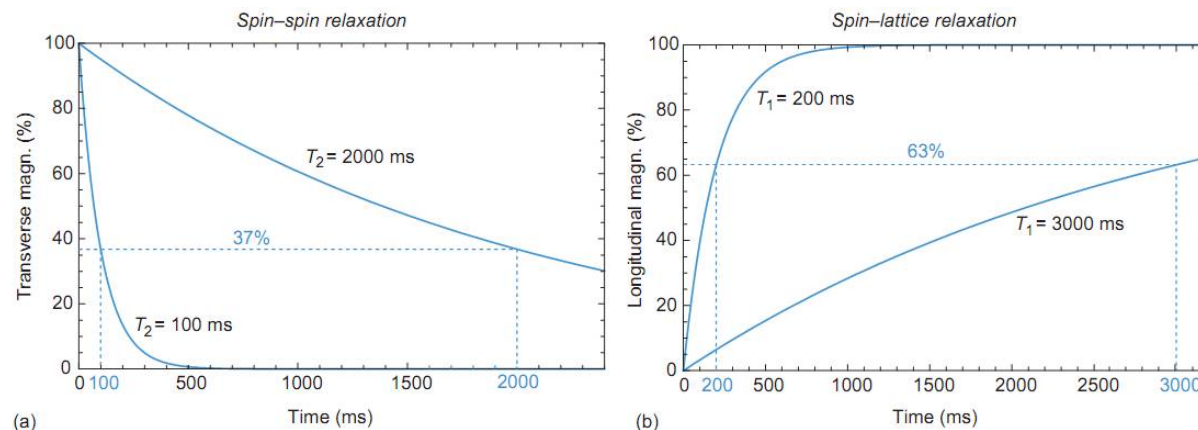


Fig. 4.6 Procesul de relaxare spin-spin pentru CSF și grăsimi (pentru $\alpha = 90^\circ$). La $t = T_2$, magnetizarea transversală a scăzut la 37 % din valoarea sa la $t = 0$. La $t = 5T_2$, doar 0.67 % din valoarea inițială rămâne. (b) Procesul de relaxare spin-rețea pentru apă și grăsimi la 1,5 T. La $T = T_1$, magnetizarea longitudinală a ajuns la 63 % din valoarea sa de echilibru. La $t = 5T_1$, aceasta a ajuns la 99.3 %.



- Pentru protoni legați de molecule mari, pe de altă parte, neomogenitatea câmpului magnetic este relativ stabilă, ceea ce explică timp de relaxare scurt T_2 .
- Relaxare spin-spin poate fi considerată ca un fenomen de entropie și este ireversibil. Tulburarea sistemului crește, dar nu există nici o schimbare în energie, deoarece ocuparea a două niveluri de energie nu se schimbă.

4.3.2.2 Relaxare Spin-Lattice

- Relaxare Spin-Rețea este fenomenul care provoacă componenta longitudinală a vectorului de magnetizare netă de creștere de la $M_0 \cos \alpha$ (de exemplu, valoarea de componenta longitudinală imediat după puls RF) la M_0 . Fizic, acest lucru este rezultatul interacțiunii de spini, cu rețeaua (de exemplu, macromolecule înconjurătoare).
- Relaxare spin-rețea este un fenomen energetic. Energia transferată la rețea determină o creștere a vibrațiilor moleculei rețelei, care sunt transformate în energie termică (care mult mai mică decât căldura vine de la absorbția RF). Spinul revine apoi la starea lui mai preferată de energie, și componenta longitudinală a net-magnetizării crește spre valoarea sa de echilibru. Din nou, procesul poate fi descris printr-un model de primul ordin cu timp de relaxare spin-rețea T_1 :

$$M_1(t) = M_0 \cos \alpha e^{-t/T_1} + M_0 (1 - e^{-t/T_1}). \quad (4.26)$$

- Ca și T_2 , T_1 este o proprietate de care depinde în mod considerabil de tipul de țesut. De exemplu, pentru grăsimi, $T_1 \approx 200$ ms; CSF, $T_1 \approx 3000$ ms la 1,5 T. (Figura 4.6 (b)).
- Notăm că T_1 depinde de valoarea câmpului magnetic extern: cu câmp mai mare, T_1 mai mare. În plus, pentru fiecare tip de țesut T_1 este întotdeauna mai mare decât T_2 .

T1 Decay - video

<http://vam.anest.ufl.edu/forensic/nmr.html>

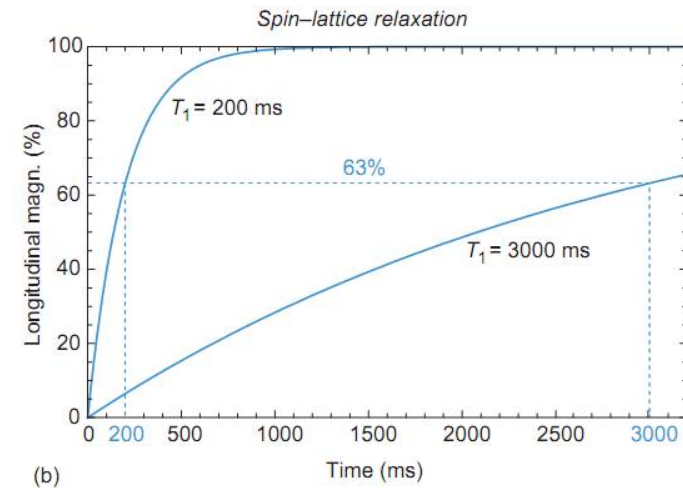


Fig. 4.7 (b) Procesul de relaxare spin-lattice pentru apă și grăsime la 1,5 T. La $T = T_1$, magnetizarea longitudinală a ajuns la 63 % din valoarea sa de echilibru. La $t = 5T_1$, aceasta a ajuns la 99.3 %.

Recuperare de Inversiune (IR)

- Figura 4.7 arată relaxare T_1 pentru un unghi de flip $\alpha = 180^\circ$ (puls de inversiune).

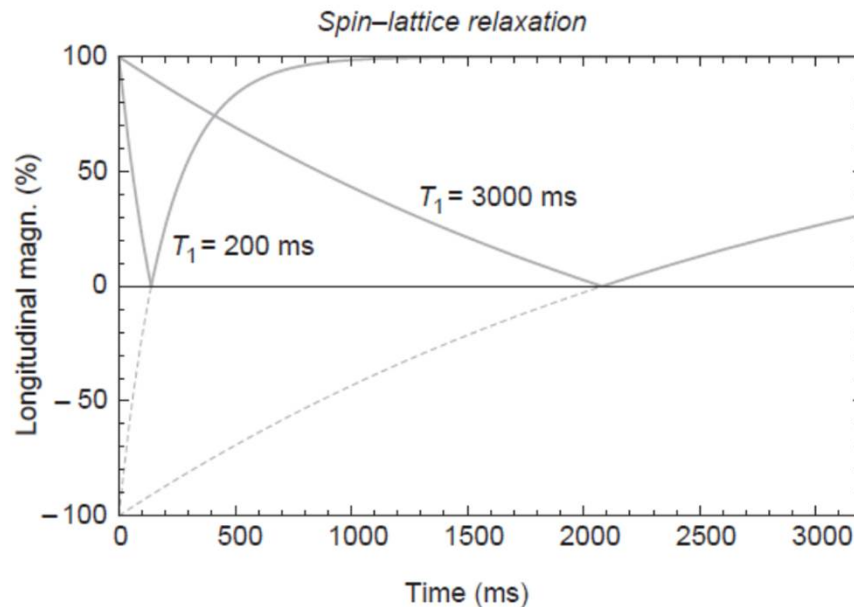


Fig. 4.7 Relaxare Spin-Lattice pentru apă și grăsime, după un puls inversiune (180°). Valorile negative sunt inversate, deoarece magnitudinea este de obicei folosită. După aproximativ 70 % din T_1 , numit timp de inversiune (TI), magnetizarea longitudinală este desfăcută, anulat nul. Prin urmare, pentru grăsime ($T_1 \approx 200$ ms la 1,5 T) $TI \approx 140$ ms și pentru LCR ($\approx T_1 3000$ ms la 1,5 T) $TI \approx 2100$ ms.

- După aproximativ 70% din T_1 , se numește timp de inversiune (TI), magnetizarea longitudinală este desfăcută, anulată. Deoarece TI depinde de T_1 , semnalul de un anumit tip de țesut poate fi suprimat prin o alegere corectă de TI. Scheme de bază de achiziție pentru imagistica, care sunt precedate de un puls de inversiune și timp de inversare (180° -TI), se numesc, secvențe de puls de recuperare inversiune (IR). Suprimarea țesutului gras produce așa-numite imagini STIR (short TI inversion recovery). Suprimarea lichidelor, cum ar fi LCR, necesită o secvență FLAIR (fluid attenuated inversion recovery), care se caracterizează printr-un TI lung.

Inversion Recovery Attenuation - movie

4.4 Detectarea semnalului și detectoare

- Figura 4.8 ilustrează schematic fenomeneul de relaxare pentru o excitație, cu un puls de 90° .

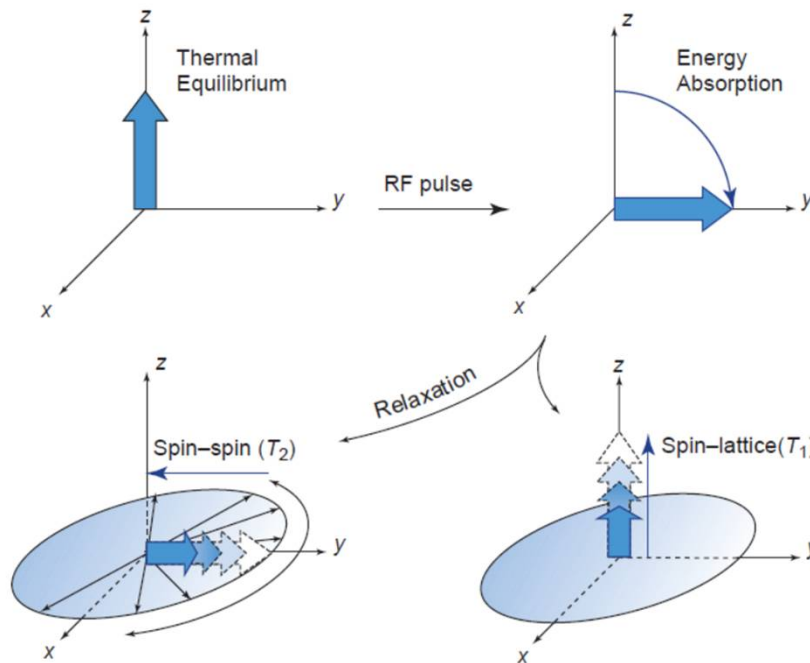


Fig. 4.8 Privire de ansamblu schematică a unui experiment RMN. Impuls RF creează o magnetizare transversală netă datorită absorbției de energie și de coerență de fază. După puls RF, două fenomene distincte de relaxare asigură că echilibrul dinamic (termic) este atins din nou.

- Componenta transversală a vectorului de magnetizare netă în fiecare voxel se rotește în sensul acelor de ceasornic, la frecvența de precesie în cadrul de referință staționar și induce un curent alternativ într-o antenă (bobina) plasată în jurul probei în planul xy. Pentru a mări SNR, un detector de Quadratură (de exemplu, două bobine în Quadratură) este utilizat în practică. Cum este ilustrat în Figura 4.9, bobinele detectează semnale $s_x(t)$ și $s_y(t)$, respectiv:**

$$s_x(t) = M_0 e^{-t/T_2} \cos(-\omega_0 t)$$

$$s_y(t) = M_0 e^{-t/T_2} \sin(-\omega_0 t).$$

(4.27)

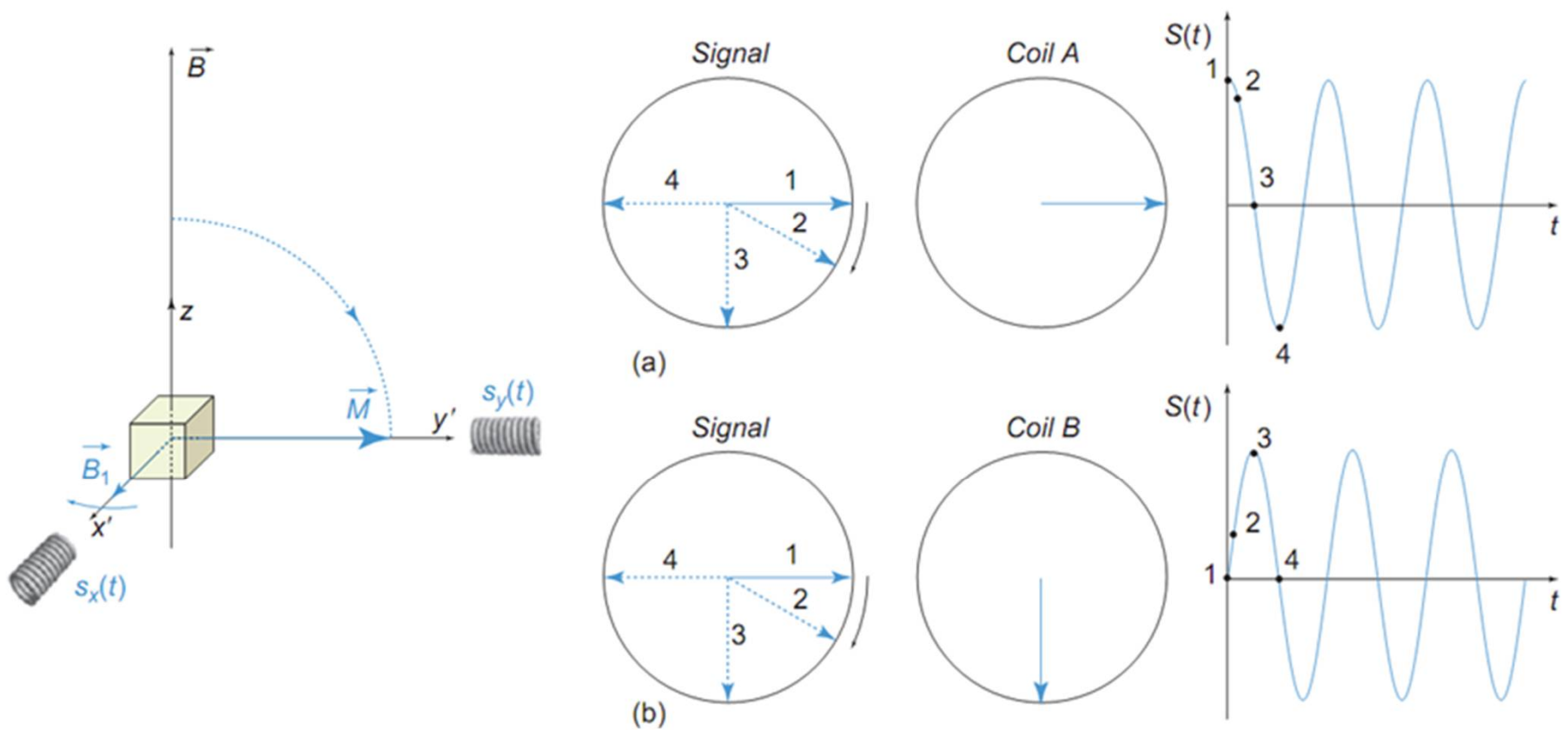


Fig. 4-9 Rotație a vectorului de magnetizare net este detectat cu ajutorul unui detector de Quadrature. (a) bobină de-a lungul axei orizontale măsura un cosinus, și (b) bobina de-a lungul axei verticale măsoară sinus.

- Folosind notația complexă,

$$\begin{aligned} s(t) &= s_x(t) + i s_y(t) \\ &= M_0 e^{-t/T_2} e^{-i\omega_0 t}. \end{aligned} \quad (4.28)$$

- Acesta este semnalul în cadrul de referință staționar. Descrierea în cadrul de referință de rotație corespunde din punct de vedere tehnic corespunde demodulației și ecuația (4.28) devine,

$$s(t) = M_0 e^{-t/T_2}. \quad (4.29)$$

- În cazul în care experimentul se repetă după un timp de repetiție TR, componenta longitudinală a vectorului de magnetizare netă a revenit la o valoare care este exprimată de ecuația (4.26), care este,

$$M_1(\text{TR}) = M_0 (1 - e^{-\text{TR}/T_1}). \quad (4.30)$$

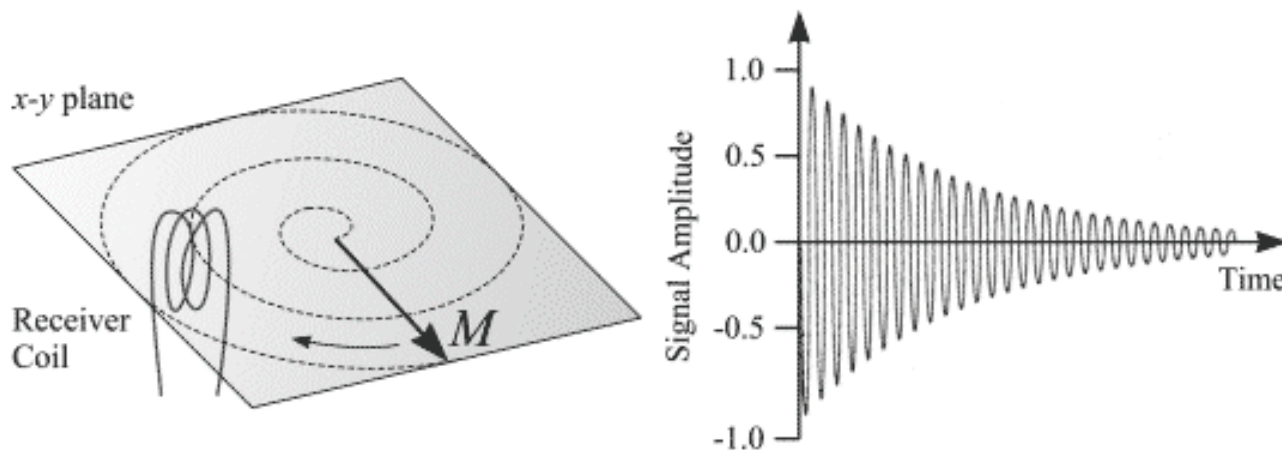
- După o excitație nouă, cu un puls de 90° semnalul detectat devine

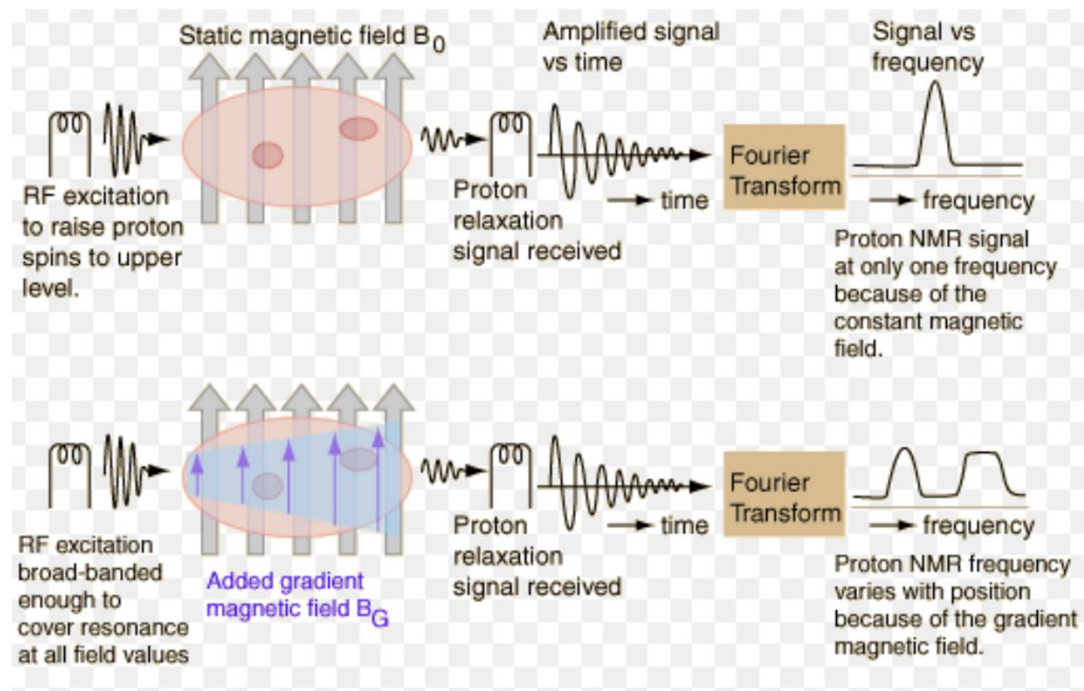
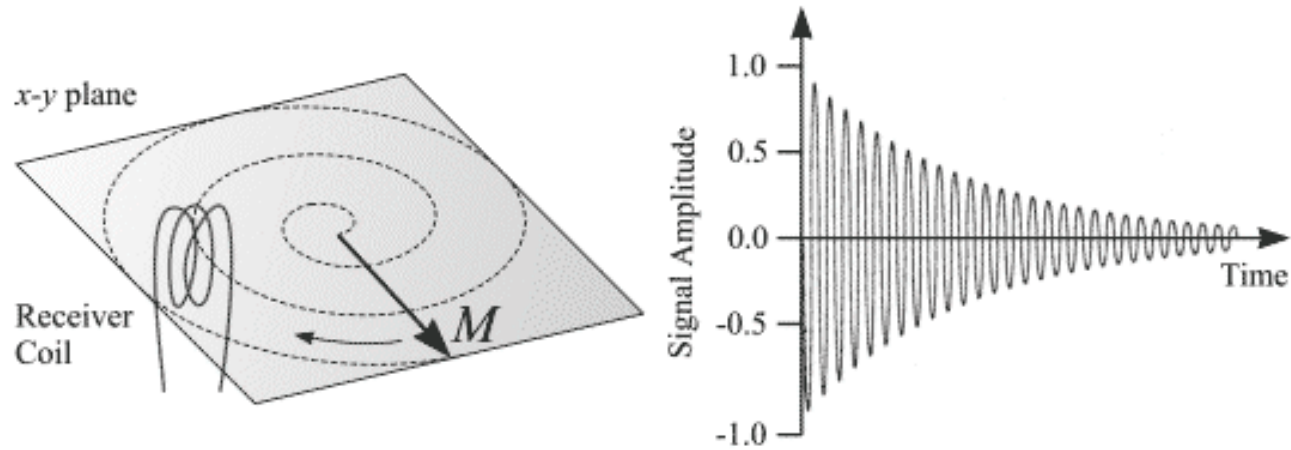
$$s(t) = M_0 (1 - e^{-\text{TR}/T_1}) e^{-t/T_2}, \quad (4.31)$$

- După o excitație nouă, cu un puls de 90° semnalul detectat devine

$$s(t) = M_0 (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-t/T_2}, \quad (4.31)$$

- care depinde de cantitatea de spini sau protoni și puterea B_0 a câmpului magnetic extern (a se vedea Ecuația. (4.102) de mai jos), T_1 , T_2 , TR și momentul t de măsurare.
- Rețineți că suma (cantitatea) de spini, T_1 și T_2 sunt dependente de parametrii țesutului în timp ce B_0 , TR și t sunt dependente de sistem sau de operatori. Ecuația (4.31) deține pentru un unghi flip 90°. Pentru unghiuri mai mici unghiul de clapa trebuie să fie modificată și devine dependentă de α , un parametru suplimentar dependent de operator.
- Semnalul $s(t)$ nu conține informații pozitionale. Ecuația (4.31) nu ne permite să recuperăm contribuția asupra semnalului a fiecărui voxel. Următoarea secțiune explică modul în care informațiile poziționale pot fi codate în semnal, în scopul de a achiziționa imagini ale distribuției de spin în corpul uman.





4.5 Imagistica

4.5.1 Introducere

- În această secțiune, vom arăta cum informații spațiale pot fi codificate în semnalul detectat prin efectuarea dependenței câmpului magnetic de spațiu. **Acest lucru se face prin suprapunerea o serie de gradiente liniare de câmp magnetic îndreptate de x, y, și z pe z-componenta a câmpului principal.** Gradientele câmpului magnetic propuse sunt selecții de felie (sau selecție de volum), codificare pozițională în cadrul feliilor selectate (sau volum).

4.5.2 Selectarea feliilor sau volumului

- În acest text, vom explica codificare pentru o felie sau placă* transversală (de exemplu, perpendicular pe axa z. Notăm, totuși, că o felie în orice direcție poate fi selectată, de asemenea. Pentru a selecta o felie perpendiculară la axa z, un câmp magnetic care variază liniar cu z este suprapus pe câmpul magnetic principal B. Este numit un gradient de câmp magnetic liniar:

$$\vec{G} = (G_x, G_y, G_z) = \left(0, 0, \frac{\partial B_z}{\partial z} \right), \quad (4.32)$$

- unde G_z este amplitudinea constantă a gradientului de selecție a feliilor.

**O placă este o felie de grosime foarte subțire. În jargonul RMN, felie este de obicei folosit pentru imagini 2D și placa (sau volum), pentru imagini 3D (vezi p. 79.)*

- Dimensiunea unui gradient de câmp magnetic este tesla/metru, dar, în practică, millitesla/metru este utilizat, ceea ce arată că valoarea câmpului magnetic suprapus este pus pe ordinea de 1000 de orimai mică decât valoarea a câmpului magnetic principal. Frecvență Larmor devine acum

$$\omega(z) = \gamma(B_0 + G_z z). \quad (4.33)$$

- O felie sau plată cu grosimea Δz conține o gama binedefinită de frecvențe de precesie în jurul valorii de γB_0

$$\Delta\omega = \gamma G_z \Delta z. \quad (4.34)$$

- Fie că mijlocul feliei să fie în poziția z_0 . Un puls RF cu lățime de bandă diferită de zero $BW = \Delta\omega$ și centrată în jurul valorii de frecvență $\gamma(B_0 + G_z z_0)$ este necesar pentru a excita spini (Figura 4.10).
- Un profil al sensibilității feliei dreptunghiular necesită pulsul RF să fie o funcție *sinc*. Cu toate acestea, acest lucru este imposibil, deoarece o funcție sinc are o extensie infinită. Prin urmare, funcția *sinc* este trunchiată. Profilul sensibilității feliei dreptunghiular ca rezultat nu va fi, desigur un dreptunghi perfect, ceea ce implică faptul că spini de la felii vecini vor fi, de asemenea, excitați.
- Notăm că, prin schimbarea frecvenței centrale a pulsului RF, o felie de la o poziție spațială diferită este selectată; mișcare de masă nu este necesară.
- Grosimea de feliei selectate sau platei este

$$\Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_z} = \frac{BW}{\gamma G_z}, \quad (4.35)$$

- care arată că grosimea feliei este proporțională cu lățime de bandă a pulsului RF și invers proporțională cu gradientul în direcția de selecție felie sau volum (Figura 4.10).

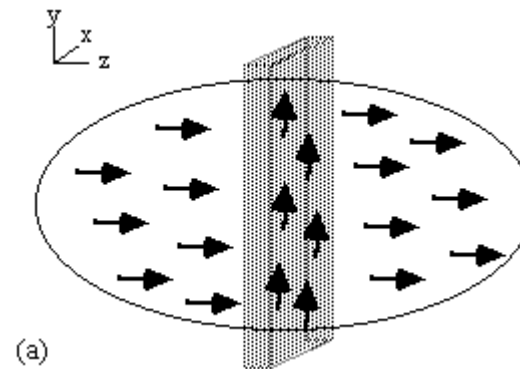
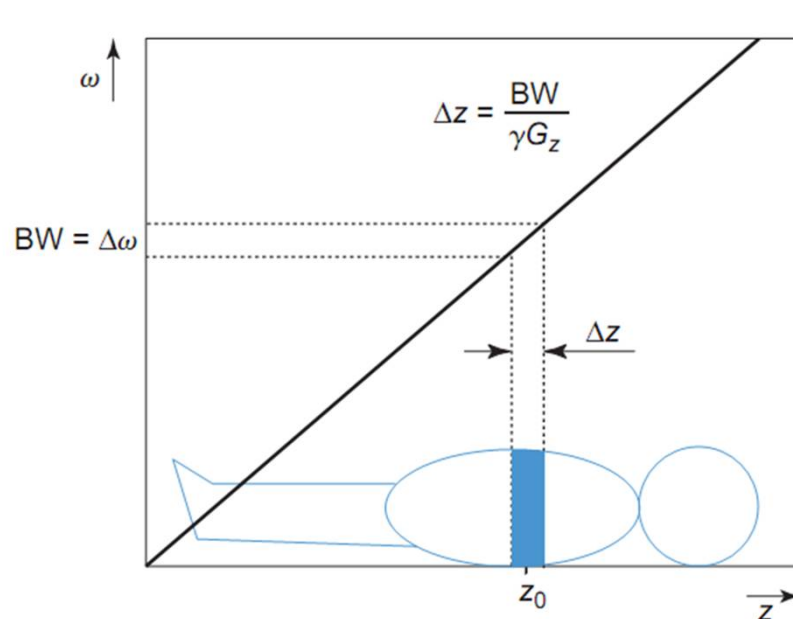


Fig. 4.10 Principiul de selecție felie. Unpuls RF narrow-banded cu lățime de bandă $BW = \Delta\omega$ se aplică în prezența unui gradient de selecție felie. Același principiu se aplică la selecție placa, dar lățimea de bandă a impulsului RF este atunci mult mai mare. Plăci sunt utilizate în imagistica 3D.

- Ecuația (4.35) arată că orice valoare pentru Δz poate fi aleasă, în practică, însă, felii foarte subțiri nu pot fi selectate din următoarele motive.

➤ Din motive tehnice și de siguranță, există o limită superioară la puterea gradientului (50 - 80 mT / m).

➤ Un impuls RF cu o lățime de bandă (foarte) mică este dificil pentru a genera electronic: o lățime de bandă mică implică un lob principal mare al funcției sinc, care necesită o durată lungă on-time.

➤ O felie foarte subțire ar implica faptul că au fost selectați puțini spini. Astfel, raportul semnal-zgomot (SNR) ar deveni prea mic. SNR ar putea fi crescut prin creșterea intensității câmpului. Totuși, există o limită superioară (7 T) pentru câmp magnetic extern din motive tehnice, de siguranță și economice

- În imagistica practică, grosime minimă defelie (FWHM), utilizează de obicei 2 mm la un Sistem imaginistică de 1,5 T și 1 mm la un Sistem imaginistică de 3 T.

4.5.4. Codificarea poziției: teorema k

- Pentru a codifica poziția în cadrul feliei, gradienti de câmp magnetic suplimentari sunt folosiți. Mai întâi vom arăta ce se întâmplă dacă o pantă constantă în x-direcție se aplică, înainte de cazul general, numit k-teorema, să fie discutat.
- Am arătat deja că cadrul rotativ este mai convenabil pentru discuția noastră. Noi, prin urmare, continuăm să folosim cadrul, care se rotește cu frecvență unghiulară ω_0 . În acest cadru, câmpul magnetic efectiv nu include B_0 .
- După un puls RF 90°, componenta transversală a magnetizării net la fiecare poziție (x, y) în felie este (a se vedea ecuația. (4.31))

$$M_{tr}(x, y, t) = M_0(x, y) (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-t/T_2}. \quad (4.36)$$

- Dacă o pantă (gradient) constant G_x în direcția x se aplică la $t = TE$ (Figura 4.11 (a)), componenta transversală de magnetizare netă nu se află în continuare pe loc în cadru ce se rotește, dar se rotește la o frecvență temporală care diferă cu x:

$$\omega(x) = \gamma G_x x, \quad \text{for } t \geq TE.$$

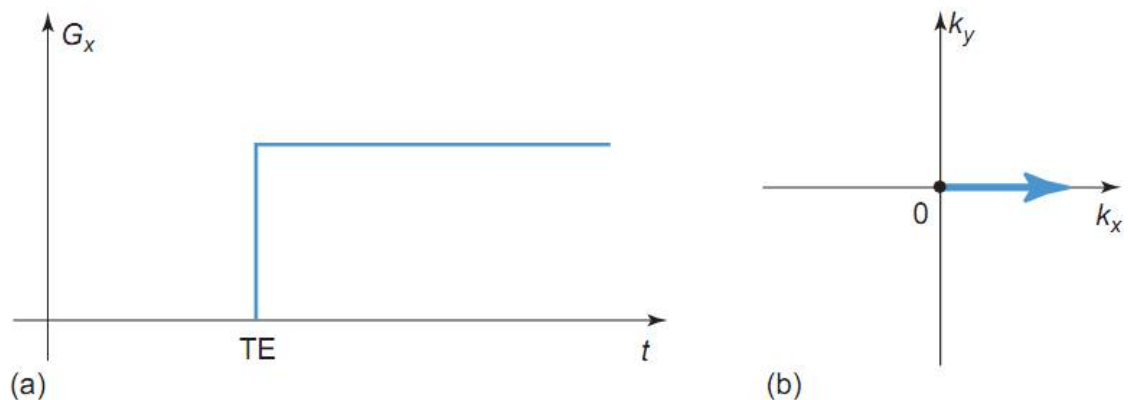


Fig. 4.11 Atunci cândun gradient pozitiv în x-direcție se aplică(a), frecvența spațială k_x crește(b).
(4.37)

- Pentru $t \geq TE$ această mișcare circulară poate fi descrise cu ajutorul notației complexe:

$$M_{tr}(x, y, t) = M_0(x, y) (1 - e^{-TR/T_1}) \cdot e^{-t/T_2} e^{-i\gamma G_x x(t-TE)} \quad (4.38)$$

- Receptorul măsoară un semnal de la spini excitați pe un plan întreg, ceea ce corespunde unei integrări pe întreg XY-spațiu pentru ($t \geq TE$):

$$s(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \rho(x, y) (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-t/T_2} \cdot e^{-i\gamma G_x x(t-TE)} dx dy, \quad (4.39)$$

- unde $\rho(x, y)$ este densitatea magnetizării netă în (x, y) la momentul $t = 0$, care este proporțională cu densitate de spini sau protoni în (x, y) . Pentru a facilita lectura, vom numi ρ pur și simplu densitatea de spini sau de protoni.

- Poate fi demonstrat că semnalului măsurat $s(t)$ descrie o traiectorie în domeniul Fourier a imaginii $f(x, y)$ de a fi reconstituită, deci,

$$s(t) = \mathcal{F}\{f(x, y)\}(k_x, 0), \text{ for } t \geq TE, \quad (4.40)$$

- dacă k_x este definit ca $k_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_x(t - TE)$ (4.41)

și $f(x, y)$ este densitatea de spin ponderată, definită ca

$$f(x, y) = \rho(x, y) (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-TE/T_2}. \quad (4.42)$$

- **Figura 4.11** arată modul în care aplicarea unui gradient G_x schimbă frecvența k_x spațială (ec. (4.41)) în timp.

$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_x (t - TE)$$

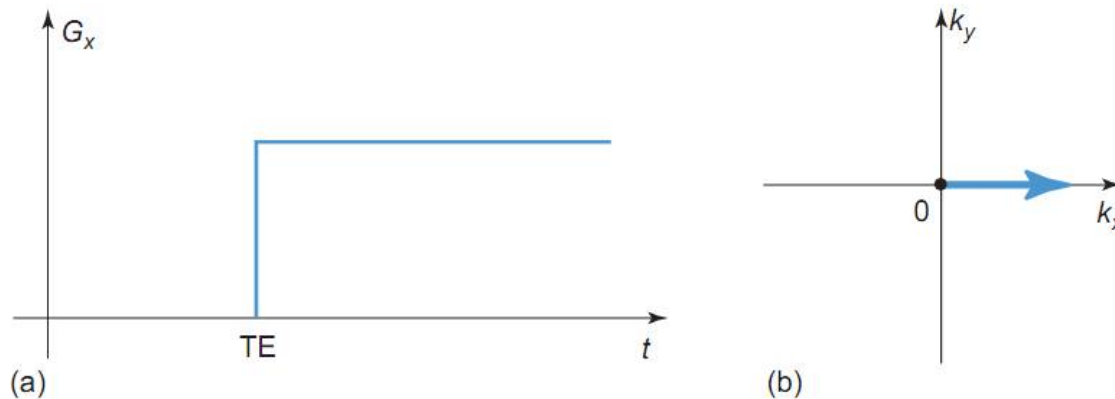


Fig. 4.11 (Atunci când un gradient pozitiv în x-direcție se aplică (a), frecvența spațială k_x crește (b)).

- Pentru a reconstrui $f(x,y)$, de la semnalul măsurat, valorile din domeniul Fourier pentru k_y diferită de zero sunt, de asemenea, necesare. Acestea pot fi obținute prin aplicarea unui gradient în direcția y .
- Pentru a înțelege cum și în ce ordine gradientele diferite trebuie să se aplice pentru a eșanționa întreg spațiul Fourier, k -teorema este necesară. K -teorema este o generalizare a cazului special discutate mai sus. Ea nu se limitează la date plane, dar poate fi aplicată la semnalele măsurate la volume 3D, de exemplu, în cazul de selecție a plăcii sau de volum, de asemenea.

k-teorema

• Vectorul de poziție $\mathbf{r} = (x, y, z)$ și densitatea de magnetizare sunt funcții 3D. Frecvența unghiulară poate fi scrisă ca

$$\omega(\vec{r}, t) = \gamma \vec{G}(t) \cdot \vec{r}(t), \quad (4.46)$$

• și, prin urmare, semnalul măsurat devine

$$s(t) = \iiint_{-\infty}^{+\infty} \rho(x, y, z) (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-t/T_2} \cdot e^{-i\gamma \int_0^t \vec{G}(\tau) \cdot \vec{r}(\tau) d\tau} dx dy dz. \quad (4.47)$$

• K-teorema prevede că semnalul de timp $s(t)$ este echivalent la transformarea Fourier a imaginii $f(x, y, z)$ de a fi reconstituită, adică,

$$s(t) = \mathcal{F}\{f(x, y, z)\}(k_x, k_y, k_z), \quad (4.48)$$

• unde $\mathbf{k}(t)$ este definită ca

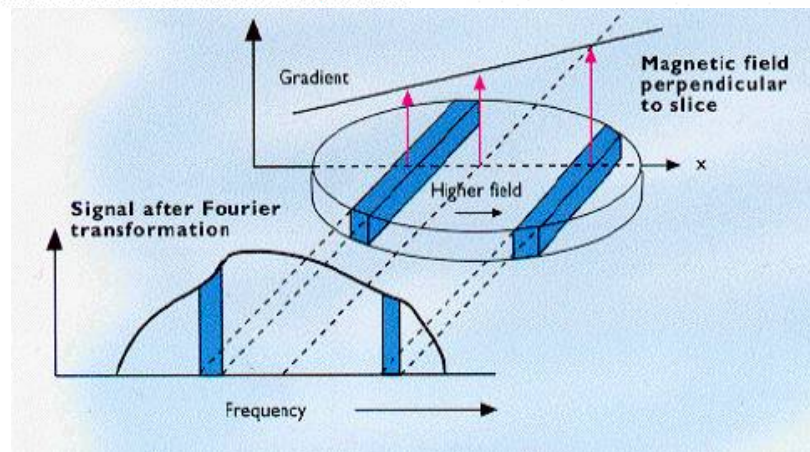
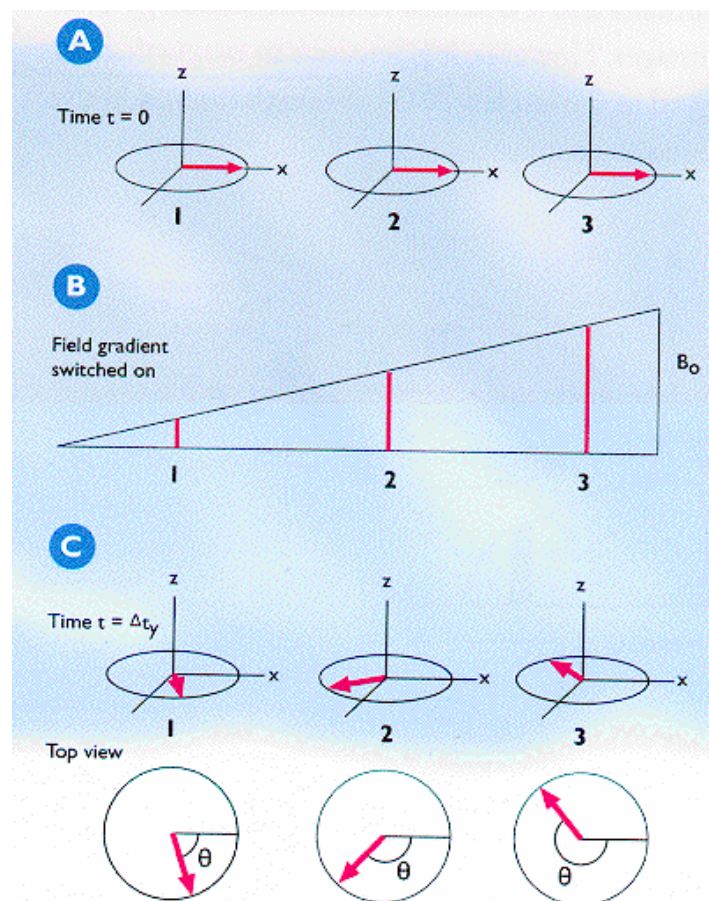
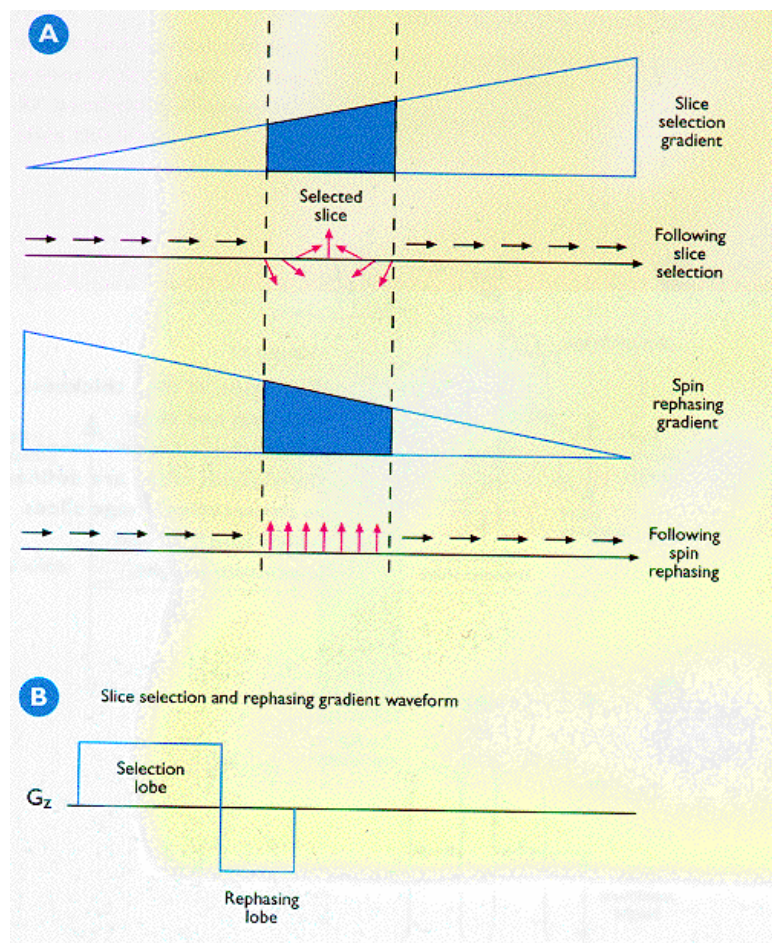
$$\vec{k}(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \vec{G}(\tau) d\tau \quad (4.49)$$

• și

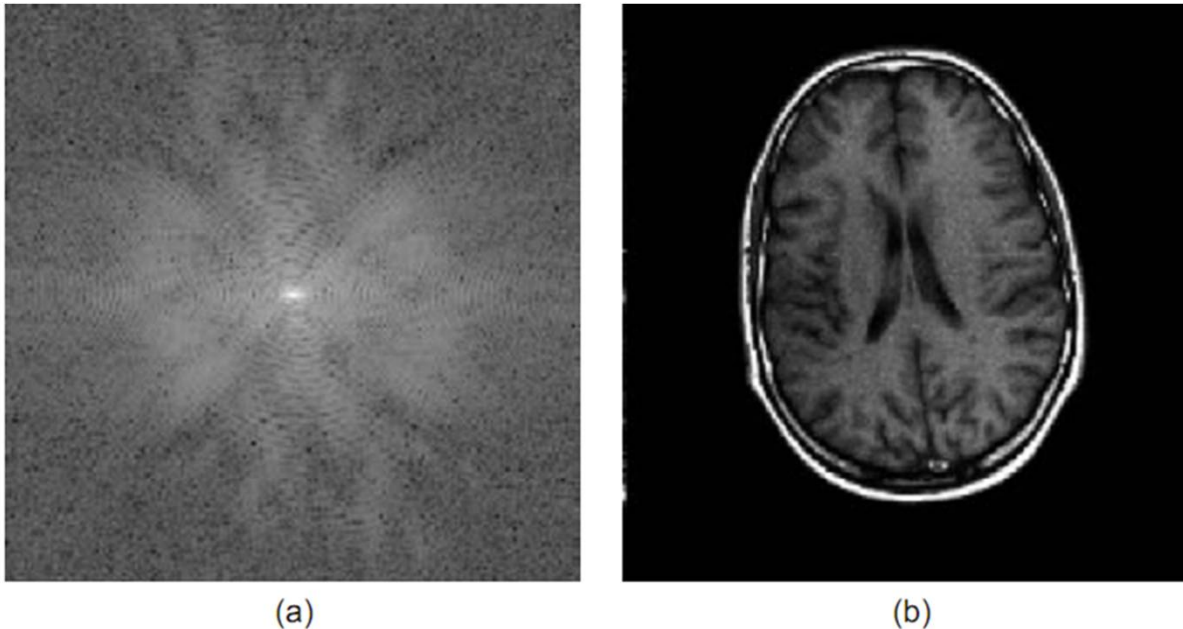
$$f(x, y, z) = \rho(x, y, z) (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-TE/T_2}, \quad (4.50)$$

• unde $\rho(x, y, z)$ este densitatea de spin sau protoni și $f(x, y, z)$ este densitatea ponderată de spin. Notăm că $f(x, y, z)$ este o imagine reală, de exemplu, imaginea de faza este teoretic zero.

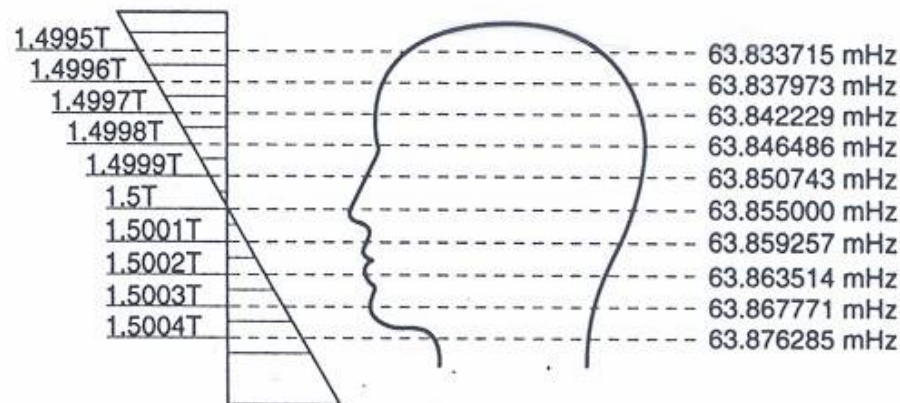
• Ecuația (4.48), deține doar pentru spini statici, de exemplu, $\mathbf{r}(t) = \mathbf{r}$. Așa cum va fi explicat mai jos, mișcarea produce pierderi în semnal și alte artefacte.



- Atunci când toate datele au fost colectate în spațiul Fourier (sau k-spațiu), FT inverse produc imaginea reconstruită $f(x, y, z)$, ceea ce reprezintă distribuția densității de spin sau protoni ponderată, în felie sau volum selectat (Figura 4.12).



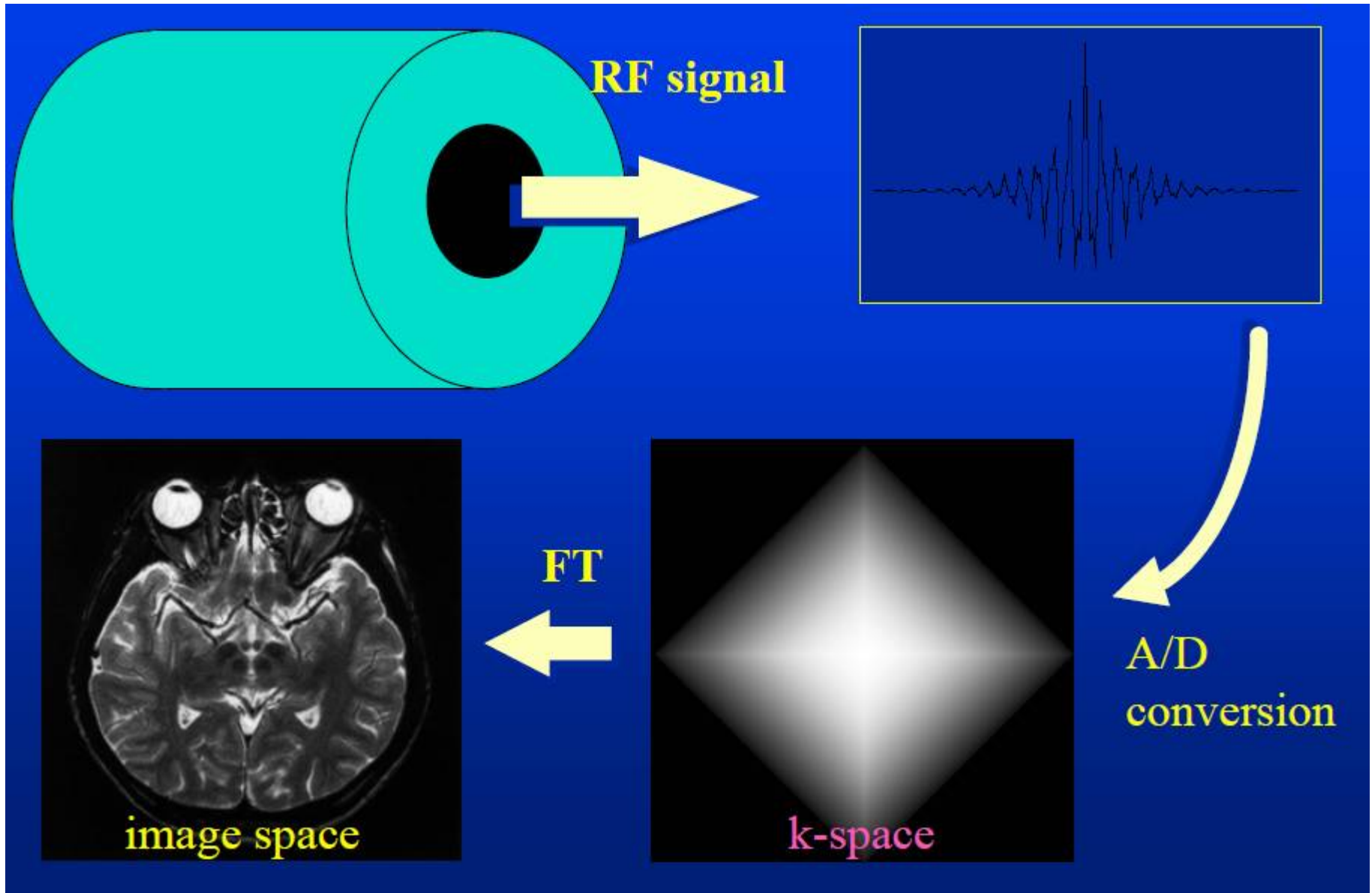
*Fig. 4.12 Ilustrație de k-teorema.
(a) Modul de datele brute măsurate de sistemul de imagistica MR (pentru a fișă scopurile, logaritmul modul este prezentat). (b) Modul de imagine obținută de la o FT 2D inversă de datele brute la litera (a).*



- Densitatea de spin ρ * este ponderată prin multiplicarea cu două funcții, una ce descrie creșterea componentei longitudinale și cea din urmă ce descrie descompunerea componentei transversale. Prin urmare imaginile RM nu sunt "pur" imagini de densitate protoni, dar reprezintă o densitate de protoni ponderată, care depinde de parametrii dependenți de țesut de T1 și T2, precum și parametrii dependenți de operator TR (timp de repetiție) și TE (moment de măsurare).
- Dacă este ales un TR scurt, imaginea este declarată a fi T1 ponderată. Dacă TE este lung, este declarată a fi T2 ponderată. Un TR lung și scurt TE produce o imagine ρ -ponderată sau ponderată de densitatea de protoni.
- Notăm, că ne-am asumat un puls de 90° RF. pentru unghiurile flip α mai mici de 90° ecuațiile de mai sus trebuie să fie modificate și imaginea reconstruită va depinde de α , de asemenea, care poate fi, de asemenea, modificat de către operator.

* De fapt, ρ este densitatea de magnetizare netă, care nu depinde denumai pe densitatea de spin, dar, de asemenea, pe puterea B_0 a câmpului magnetic extern

- (a se vedea ecuația. (4.102) de mai jos).

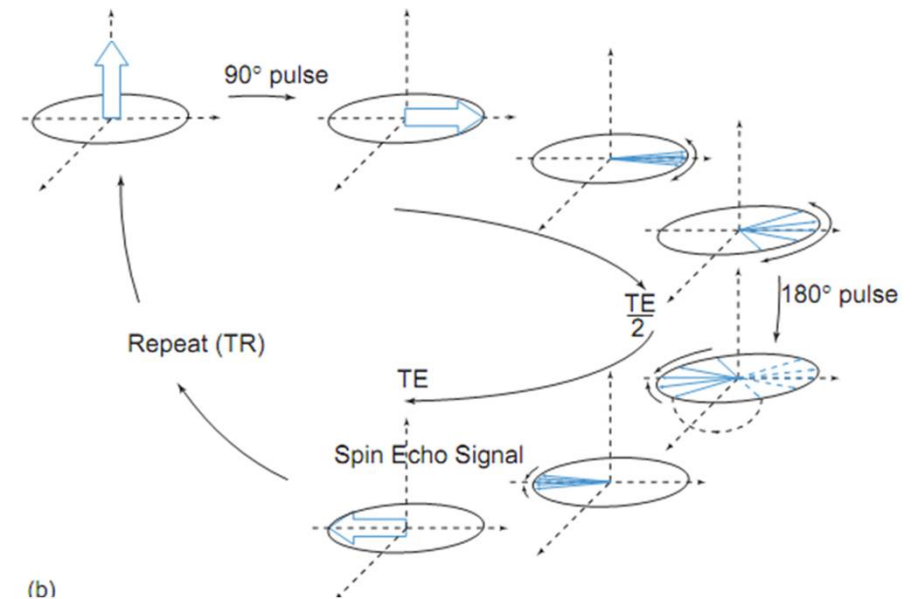
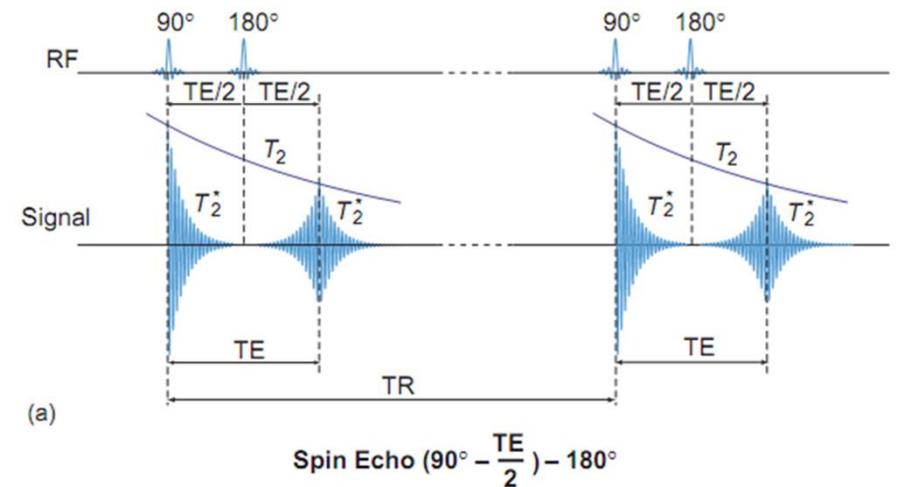


4.5.4. Fenomene de defazare

- Vector de magnetizare netă este suma de un mare număr de momente magnetice individuale (ec. (4.15)). Dacă vectori diferiți de spin experimentează câmpuri magnetice diferite ei precesează cu frecvența Larmor diferită. Defazarea rezultată distruge coerența de faza, iar receptorul poate detecta un semnal mic și zgomotos! Prin urmare, este important să se minimalizeze fenomenele de defazare.
- Trei tipuri de defazare pot fi distinse.
 - defazare de interacțiuni spin-spin. Acesta este un proces ireversibil descris de constanta de timp T_2 .
 - defazare de inomegenitate de câmp. Cum va fi prezentat mai jos, acesta este un proces reversibil exprimată de către constanta de timp $T_2^* < T_2$. Inomegenitățile sunt datorate unei neomogenități de câmp magnetic principal și diferențelor în sensibilitate magnetică a țesuturilor.†
 - defazare de gradienti de câmp magnetic. Prin definiție, un gradient provoacă un câmp magnetic inomogen, ceea ce reduce și mai mult T_2^* . Este un proces reversibil

Anulare defazărilor neomogenitatilor câmpului magnetic

- Pentru a anula acest tip de defazare, un impuls de 180° se aplică. Dacă acest impuls se aplică la $t = TE/2$, un semnal-ecou, așa-numitul spin-echo (SE), este creat la $t = TE$ (Figura 4.13).



†Sensibilitate magnetică indică cât de bine o anumită substanță poate fi magnetizată. Cu cât mai mare este această valoare, mai mult substanța este capabilă să perturbe omogenitatea de câmp magnetic local. Fierul este un exemplu bine-cunoscut. Aceasta este o substanță așa-numită feromagnetică și poate fi magnetizată extrem de bine. În consecință, particulele de fier în organism sunt capabile să perturbe omogenitatea câmpului local în mod semnificativ.

- Din cauza defazării ireversibile T_2 , maxim de spin-echo este mai mic decât maxim la $T = 0$. Măsurarea traiectoriei în k-spațiu trebuie să aibă loc în timpul unui interval de timp scurt în jurul valorii de $T = TE$.

- Din cauza acestui interval de timp scurt, excitații mai multe sunt de obicei necesare pentru a eșanționa complet k-spațiu. O excitație nouă începe după un timp TR , timp de repetiție, care poate fi mult mai mult timp decât de timp dintre excitație și de colectare a datelor. În timpul pierdut după măsurare și înainte de TR aceeași procedură poate fi repetată, pentru a excita alte felii și să obțină informații cu privire la distribuția lor de spin

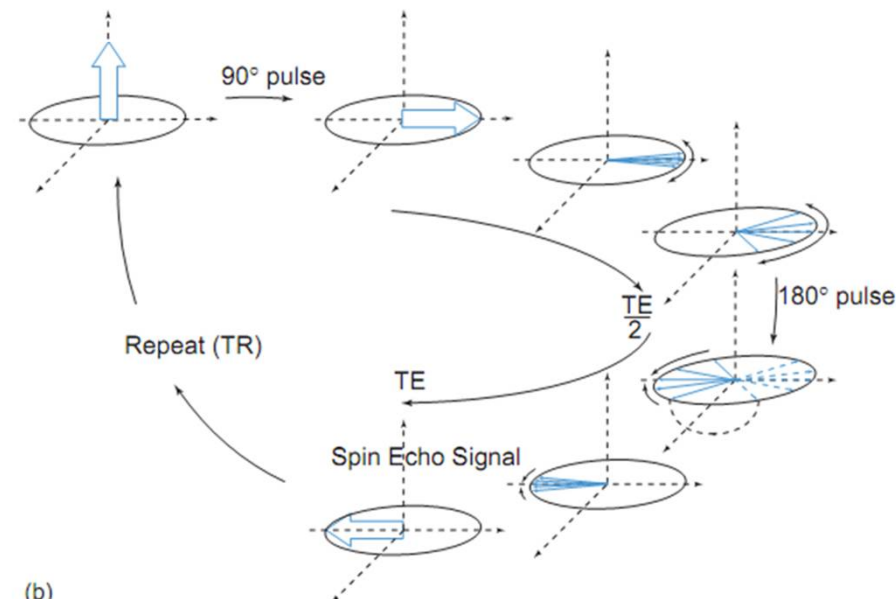
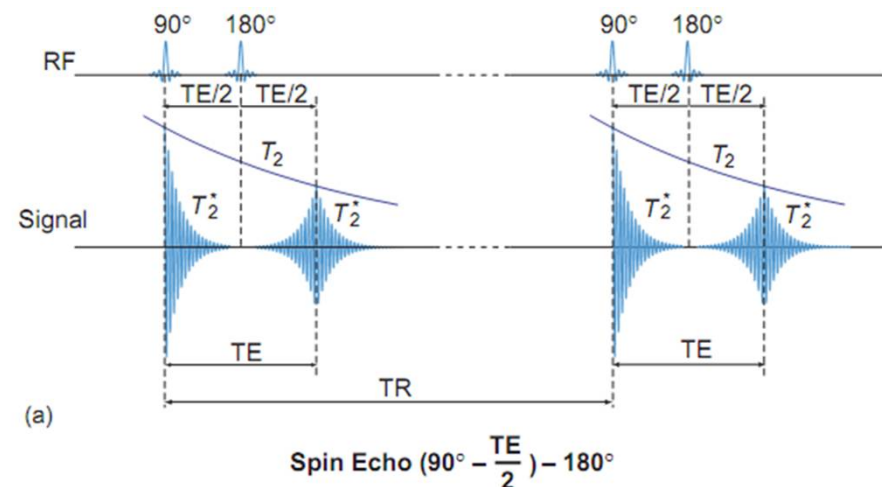


Fig. 4.13 Imediat după puls 90° semnalul se defazează cauza interacțiunii spin-spin și neomogenitatilor de câmp magnetic. La litera (b) doar influența Neomogenitatilor câmpului magnetic este indicată.

Această parte a defazare este restaurată de către aplicarea unui impuls de 180° $T = TE/2$, care inversează fazele. Deoarece spini continuă să defazeze, defazarea lor, din cauza neomogenitatilor de câmp magnetic este anulată la $T = TE$.

Semnalul se măsoară în jurul valorii de $T = TE$. La acel moment, aceasta este afectată doar de relaxare T_2 , care este ireversibilă. Timpul între două excitații 90° RF este timp de repetiție TR .

• Acest mod duce la calea de traiectorii de felii multiple pot fi măsurate într-un TR. Această metodă de achiziție se numește imagistica multi-felii.

• Numărul de felii depinde atât de TR și TE. Notăm că, în practică, profilul de sensibilitate felie nu este un dreptunghi perfect și spinii feliilor vecine vor fi, de asemenea, parțial excitați. Prin urmare, acești spini sunt excitați de două ori fără să le dea timp TR să se relaxeze între, rezultând un semnal redus. Acest fenomen se numește cross-talk. Acesta poate fi evitat prin introducerea unei diferențe fizice dintre felii vecine.

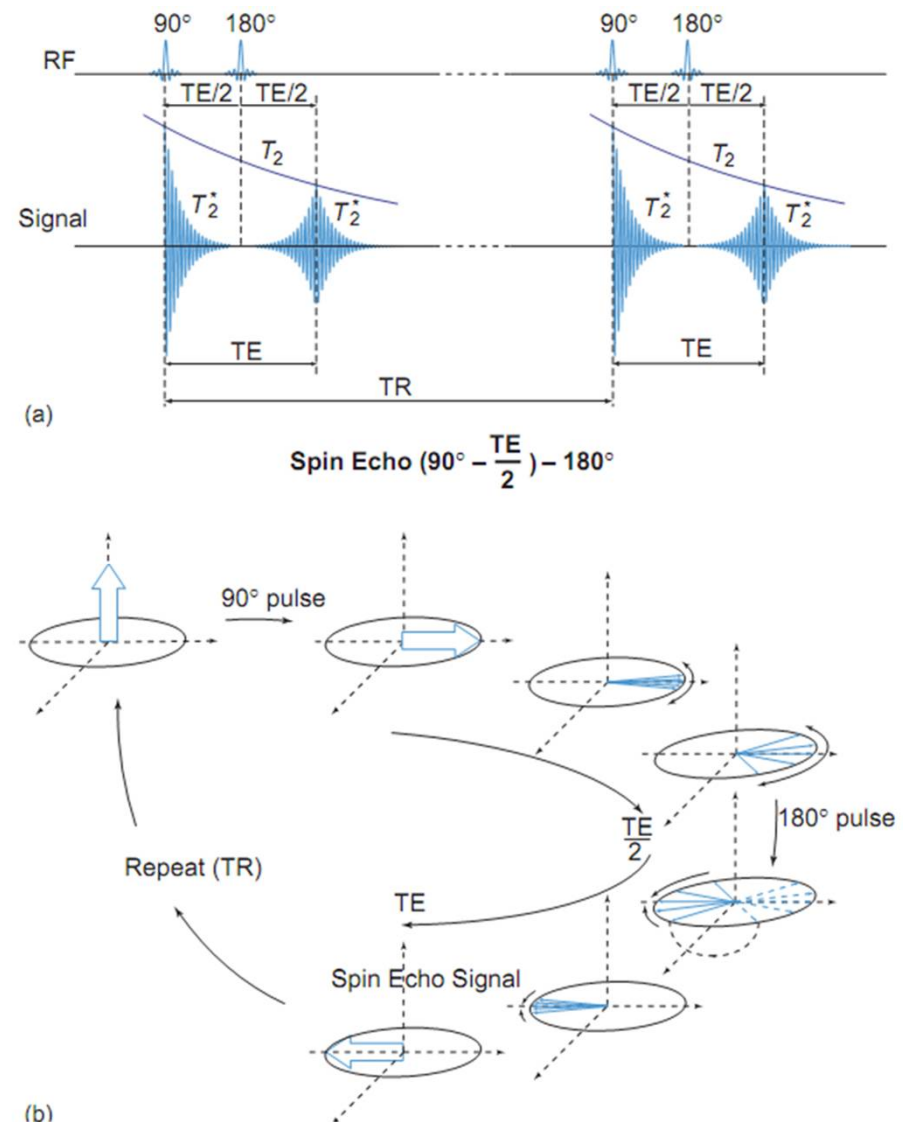


Fig. 4.13 Imediat după puls 90° semnalul se defazează cauza interacțiunii spin-spin și neomogenitatilor de câmp magnetic. La litera (b) doar influența Neomogenitatilor câmpului magnetic este indicată.

Această parte a defazare este restaurată de către aplicarea unui impuls de 180° $T = TE/2$, care inversează fazele. Deoarece spini continuă să defazeze, defazarea lor, din cauza neomogenitatilor de câmp magnetic este anulată la $T = TE$.

Semnalul se măsoară în jurul valorii de $T = TE$. La acel moment, aceasta este afectată doar de relaxare T_2 , care este ireversibilă. Timpul între două excitații 90° RF este timp de repetiție TR.

Defazare de gradient câmp magnetic

- *Acest tip de defazare este necesară pentru a eșanționa k-spațiu.* Schimbare în faza din cauza la un gradient magnetic în timpul de măsurare (TE) poate fi calculată prin integrarea ecuației (4.46) dintre excitație și de citire:

- Presupunând spini statici, adică, $\mathbf{r}(t) = \mathbf{r}$, această ecuație poate fi rescrisă ca

$$\Phi(\text{TE}) = \int_0^{\text{TE}} \gamma \vec{G}(t) \cdot \vec{r}(t) dt.$$

$$\Phi(\text{TE}) = \vec{r} \cdot \int_0^{\text{TE}} \gamma \vec{G}(t) dt \quad (4.54)$$

$$= 2\pi \vec{r} \cdot \vec{k}(\text{TE}) \quad (4.55)$$

- Defazare este anulată la $t = \text{TE}$ dacă $\Phi(\text{TE}) = 0$. Prin urmare, $\mathbf{k}(\text{TE}) = 0$ și măsurătorile sunt răspândite în jurul valorii de origine a k-spațiu, rezultând în cel mai bun SNR (Figura 4.12).

- Pentru a anula efectul defazare de un gradient de câmp magnetic, integralul în Ecuația (4.55) trebuie să fie zero, care poate fi obținut prin aplicarea unui alt gradient, cu aceeași durată, dar cu polaritate opusă. Acest lucru creează un semnal de ecou la $t = TE$, numit gradientul-ecou (GE), ilustrat în Figura 4.14.

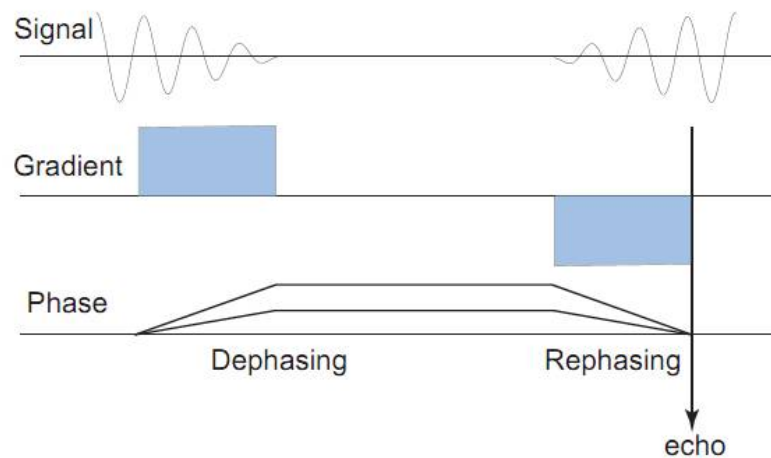


Fig. 4.14 Defazare Gradient pot fi anulată prin aplicarea unui al doilea gradient, cu aceeași amplitudine, dar polaritate opusă. Plotarea etichetată "faza", descrie comportamentul de fază la două poziții spațiale diferite și faza de dispersie spectrală și recuperare care are loc prin aplicarea celor două impulsuri de gradient.

4.5.5. Secvențele pulsului de bază

- Bazat pe k-teorema, câteva scheme practice de achiziție, fost dezvoltate pentru a măsura k-spațiul. Două clase de bază sunt secvențe puls spin-echou (SE), și secvențe puls gradient-echou (GE).

Secvențe puls spin-echo

- **Imagistica SE cu transformarea Fourier bi-dimensională este temelia RMN clinice,** deoarece secvențe de impulsuri SE sunt foarte flexibile și permit utilizatorului să obțină imagini, în care fie T1 sau T2 (dominant) influențează intensitatea semnalului afișat în imagini MR.
- **Secvență impuls 2D SE este ilustrată în Figura 4.15 și constă din următoarele componente.**

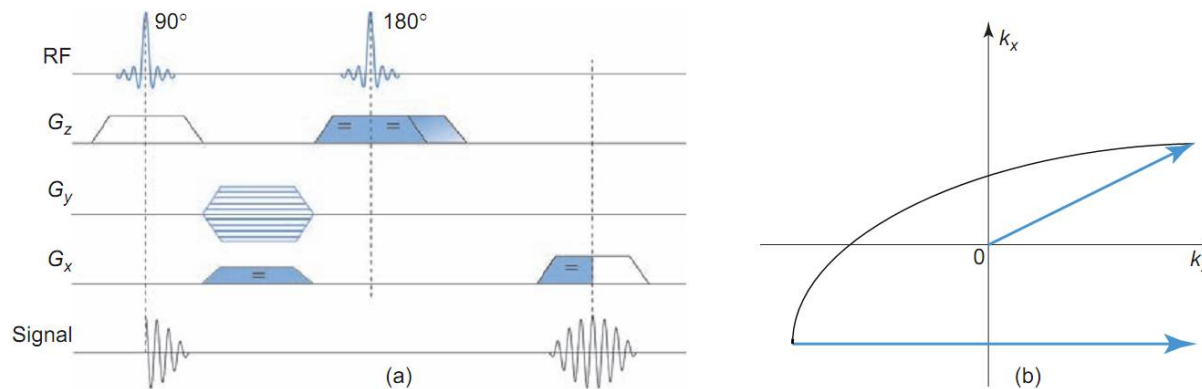
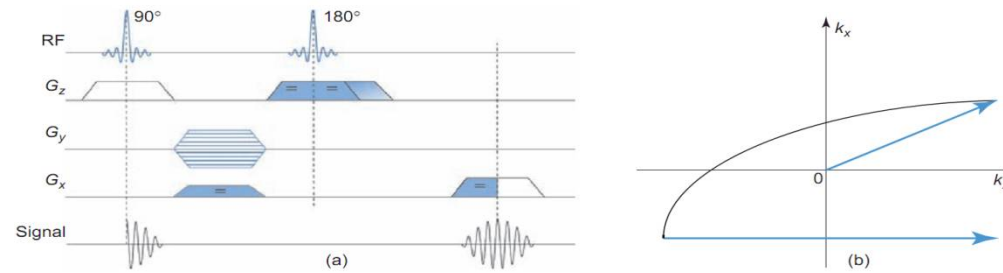


Fig. 4.15 a) ilustrare schematică a unei secvențe puls spin-ecou 2D. (b) traiectoria asociată a k-vector pentru o valoare de gradient codare de faza pozitivă Gy. Prin modificarea acestei valori, o linie diferită în k-spațiu este deplasată.

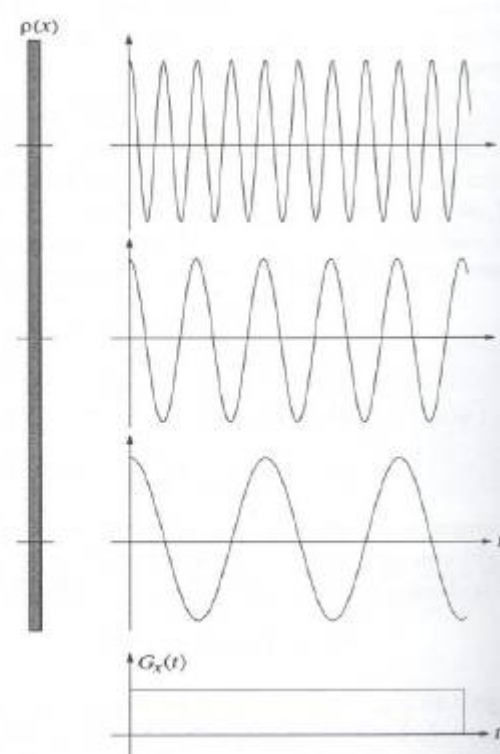
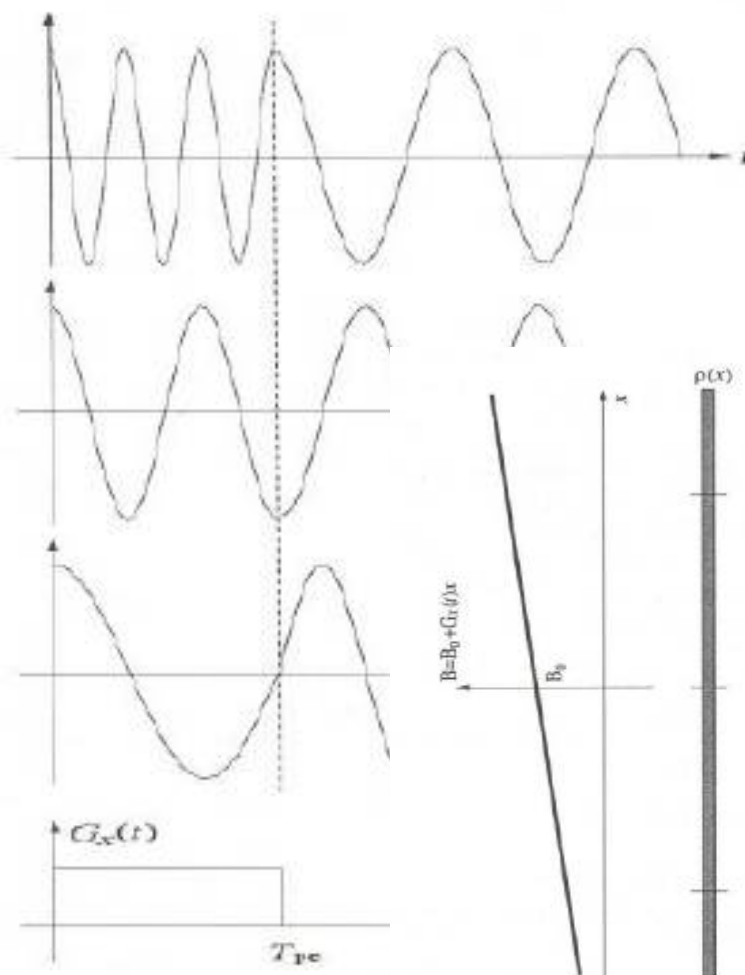
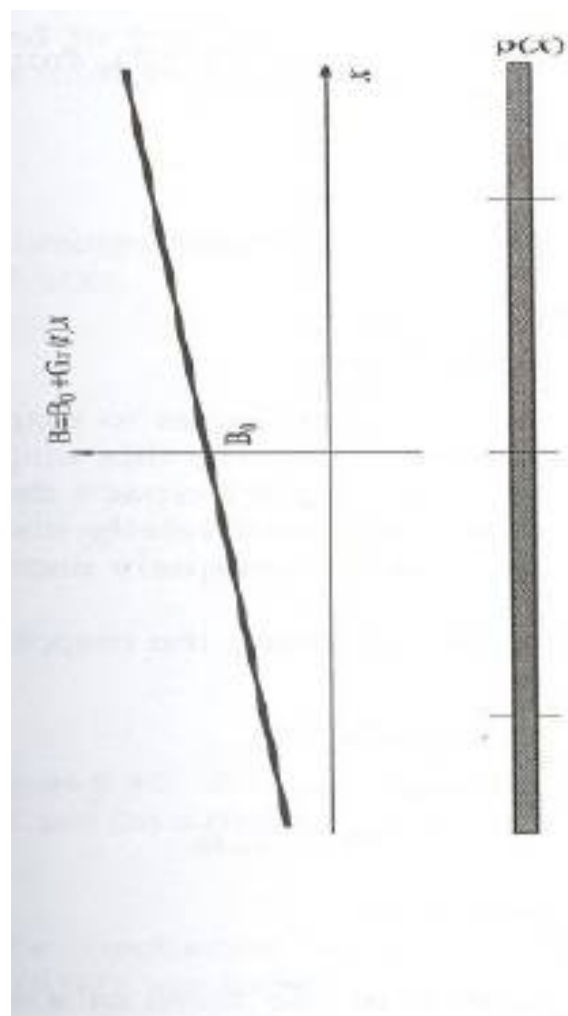


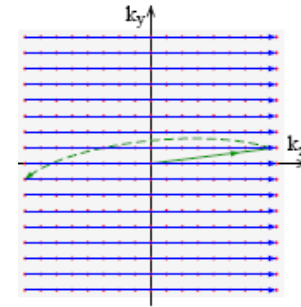
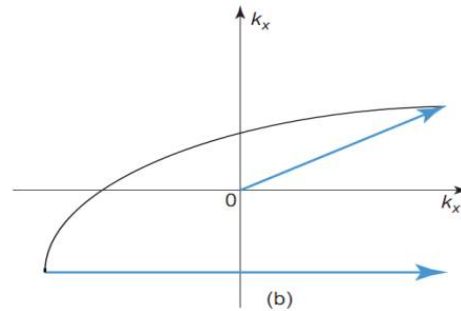
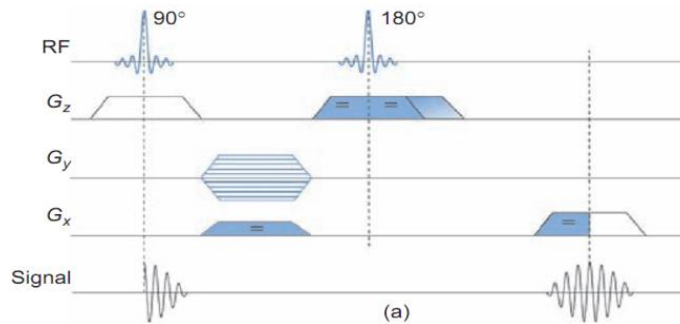
• Secvență impuls 2D SE este ilustrată în Figura 4.15 și constă din următoarele componente.

➤ gradient de selectare felie G_z se aplică împreună cu puls RF 90° și 180° . Deoarece al doilea puls gradient de selectare felie este simetric în jurul valorii de $t=TE/2$, efectul inițial defazare este automat compensat după pulsul RF. Pentru a anula defazare de la primul gradient de selectare felie, polaritatea de acest gradient poate fi inversat în timpul aplicării sale. Din motive tehnice, cu toate acestea, este mai ușor de a aplica gradientul al doilea un timp pic mai mult. Într-adevăr, un gradient pozitiv după puls 180° are același efect ca un gradient negativ înainte de puls 180° .

➤ "Scara", în Figura 4.15 reprezintă G_y , care se numește gradient de codificare de fază. Aplicarea G_y înainte de măsurare se obține o schimbare de fază temporală y-dependentă $\phi(y)$ a $s(t)$:

$$\phi(y) = \gamma G_y y T_{ph}, \quad (4.56)$$





• Unde T_{ph} este un interval constant de timp, reprezentând on-time a gradientului de codare de faza G_y . În imagistica practică, G_y are o amplitudine variabilă:

• m este un număr întreg pozitiv sau negativ și este G_y constantă. Utilizând ecuația (4.49) obținem

$$\phi(y) = \gamma G_y y T_{ph},$$

$$G_y = m g_y, \quad (4.57)$$

$$k_y = \frac{\gamma}{2\pi} m g_y T_{ph}. \quad (4.58)$$

• Fiecare treaptă a scării, astfel, pregătește măsurarea diferitor traiectorii diferită în k-spațiu. Notăm că defazarea acestui gradient nu trebuie să fie compensată, pentru că este obligatorie pentru codificare poziție

• În timpul aplicării G_x , care se numește *gradient de codare frecvență*, semnalul $s(t)$ este măsurat. Pentru a anula efectul de defazare G_x în timpul citirii, un gradient de compensare se aplică înainte de de măsurare, de obicei, înainte de puls 180° , care inversează semnul k (a se vedea Figura 4.15 (b)). În acest fel, o linie orizontală centrată în jurul valorii de $k_x = 0$ se măsoară.

• O imagine se obține prin eșantionarea k-spațiu complet și calcularea transformatei Fourier inversa. În acest fel datele brute achiziționate formează o matrice de, să zicem, 512×512 de elemente (valori mai mici și mai mari sunt, de asemenea, posibile).

- Prin aplicarea 512 gradiente diferite $G_y = mg_y$, $m \in [-255, 256]$, 512 de rânduri de la k-spațiu pot fi măsurate. Pe rand 512 probe sunt luate în timpul aplicării gradientului G_x .
- Fiecare poziție în k-spațiu corespunde la o combinație unică de gradiente G_x , G_y și timpul în care au fost aplicate la momentul măsurării. Prin urmare, gradientele G_x și G_y sunt gradiente de codare în plan pentru poziția în k-spațiu.
- Fizic, gradientele codifica prin intermediul frecvenței unghiulare și faza inițială a vectorului de magnetizare în timpul măsurării. Relația între un gradient și ω frecvența unghiulară este dată de ecuația(4.46). Din această ecuație faza inițială poate fi derivată (ec. (4.56)).
- Aplicarea unui gradient G_x în timpul de măsurare produce o frecvență angulară ω care depinde de x . Un gradient G_y este aplicat înainte de a începe măsurare, care provoacă o dependență a schimbării de fază inițială de y . Aceasta explică de ce G_y se numește gradientul de codificare faza și G_x gradientul de codificare de frecvență.

- Pentru a scurta timpul de achiziție, mai puțini pași de codificare fază ar putea fi aplicați (de exemplu, 384 în loc de 512, cu $m \in [-192, 191]$). Aceasta se numește **imagistica Fourier trunchiată** (a se vedea Figura 4.16 (a)). Un inconvenient al dobândirii de rânduri mai puține este faptul că imaginile reconstruite au o rezoluție spațială mai mică în direcție codificare fază.

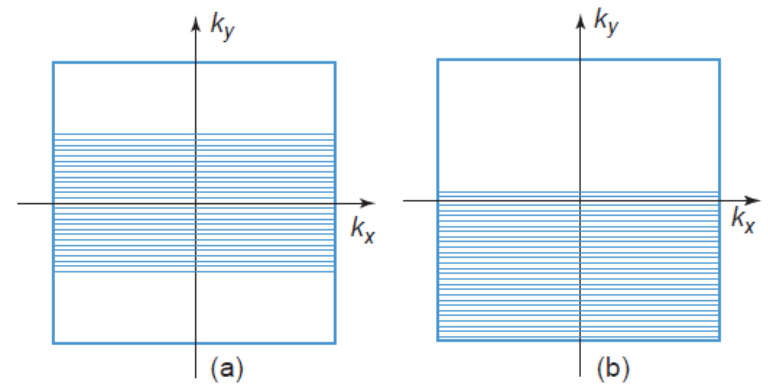


Fig. 4.16 (a) imagistica Fourier trunchiat și (b) jumătate Fourier. Numai linii orizontale paralele sunt măsurate. În practică, imagistica jumătate Fourier dobândește câteva linii de mai sus jumătate de plan, precum și necesită un algoritm de corecție de fază în timpul reconstrucției. O discuție detaliată este dincolo de sfera de aplicare a acestei cărți.

• Imaginea $f(x, y, z)$ (ec. (4.50)) să fie reconstituită este o funcție reală și, transformata Fourier a unei funcții reale este Hermitian. Prin urmare, este, în principiu, suficient pentru a măsura jumătate din k -spațiu, de exemplu, pentru $m \in [-255, 0]$ (a se vedea Figura 4.16 (b)). Aceasta se numește imagistica jumătate Fourier. Deși imagistica jumătate Fourier înjumătățește timpul achiziție, se reduce SNR a imaginilor reconstituite.

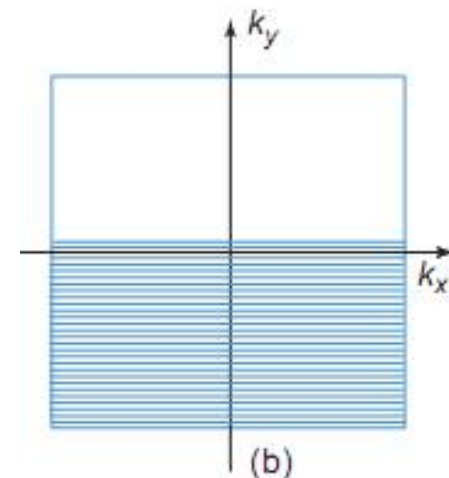


Fig. 4.16 (a) imagistica Fourier trunchiat și (b) jumătate Fourier. Numai linii orizontale paralele sunt măsurate. În practică, imagistica jumătate Fourier dobândește câteva linii de mai sus jumătate de plan, precum și necesită un algoritm de corecție de fază în timpul reconstrucției. O discuție detaliată este dincolo de sfera de aplicare a acestei cărți.

Demo Spin-Eco

Spin Echo Dispersed (expand the description below for a detailed explanation)

Spin Echo Consolidated (expand the description below for a detailed explanation)

Secvență puls gradien-ecou

- După cum s-a explicat mai sus, neajunsul major al imagisticii SE este nevoia de timp relativ lung pentru imagistică, în special în protocoale imagistice ρ - și T2 – ponderate, al cărui TR este lung pentru a minimiza influența relaxare T1.
- O abordare pentru a depăși această problemă este utilizarea de secvențe de impulsuri GE. În comparație cu secvențe SE, acestea diferă în două privințe, care au un impact profund asupra imaginilor rezultate.
 - unghiul lor flip este de obicei mai mic de 90° , De obicei, o valoare între 20° și 60° este utilizată. Cu toate acestea, se poate demonstra că, pentru o valoare (foarte) scurtă TR, starea de echilibru a semnalului este mai mare decât semnalul obținut cu impulsuri 90° (Figura 4.17). Unghiul flip poate fi utilizat pentru a influența contrastul în imagine.

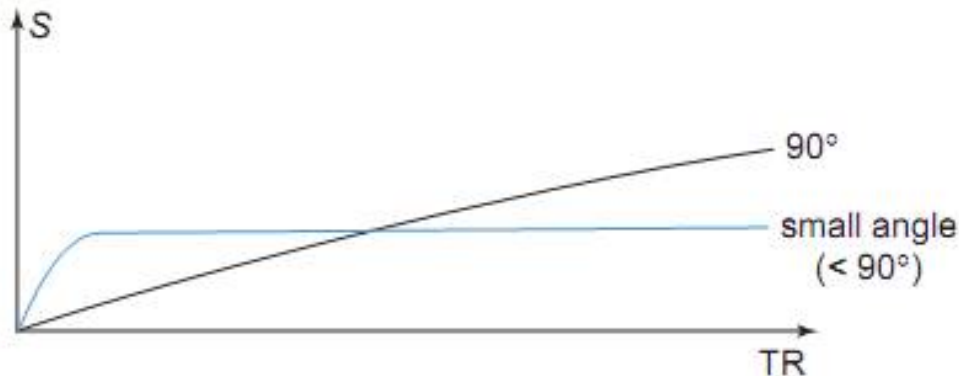
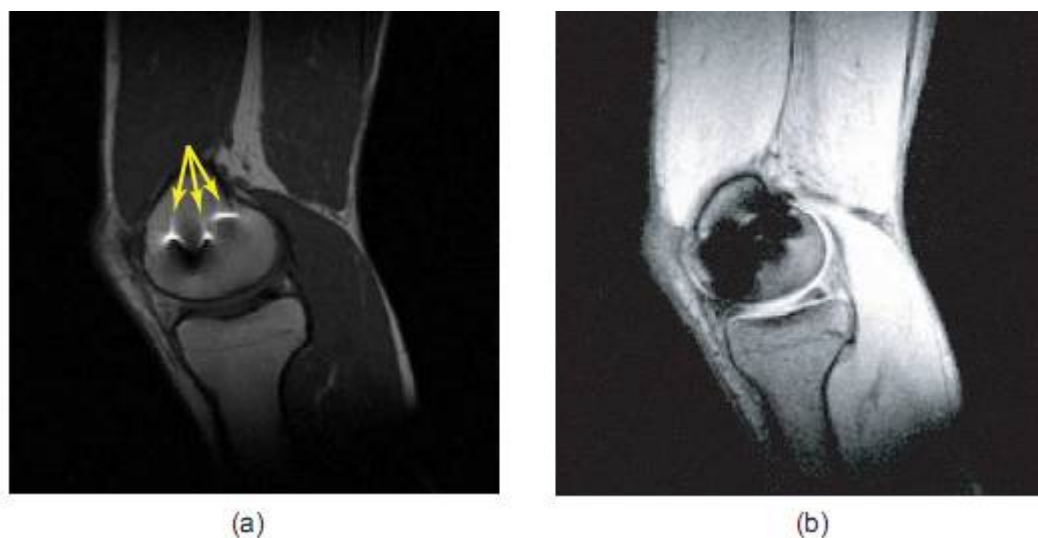


Fig. 4.17 Pentru timp(foarte) scurt de repetare, semnal în starea de echilibru format de unghiurile low-flip depășește pe cea recuperat cu impulsuri 90° .

- Ei nu au spin-ecou, deoarece nu există impuls de 180° . Refazarea se face numai prin intermediul inversare a gradientului. Acest lucru implică faptul că caracteristicile de semnal sunt influențate de $T2^*$ (Figura 4.18).



*Fig. 4.18
Efectul de puls 180° . (a) imagine spin-ecou sagital a unui genunchi în care o cauze mici particule feromagnetice neomogenitatilor de câmp magnetic locale. Puls 180° a SE compensează defazare rezultate. Notăm, totuși, că abatere de câmp magnetic determină în continuare o distorsiune geometrică în zona de de particule (modele albe). (b) Gradient-ecou imagine din felie. Nu există nici o compensare neomogenitatilor câmpului magnetic ($T2^*$ în loc de $T2$), determinând o pierdere completă semnalului în zona de substanță feromagnetică. (Prin amabilitatea Dr. P. Brys, Departamentul de Radiologie.)*

- Secvențele GE ar putea, în principiu, să fie utilizate cu același valori TR și TE, în secvențe de SE. Cu toate acestea, în acest caz, nu există nici o diferență în timpul de achiziție. Mai mult decât atât, din cauza lipsei de puls 180° și efect de defazare rezultat $T2^*$, Imaginile $T2^*$ - ponderate vor fi obținute și semnalul ar putea fi prea scăzut.

- Prin urmare, secvențe GE sunt utilizate în principal pentru achiziție rapidă 2D și 3D de imagini T1-ponderate.
- Un exemplu de o secvență GE 2D este secvența puls rapidă unghi-scăzut shot (FLASH-fastlow-angle shot), arătată în Figura 4.19.

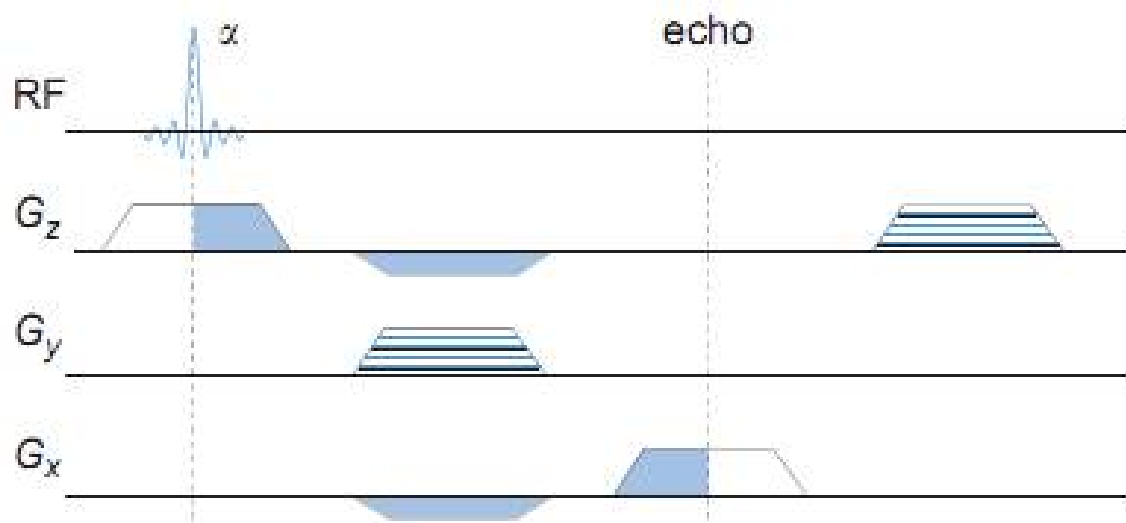
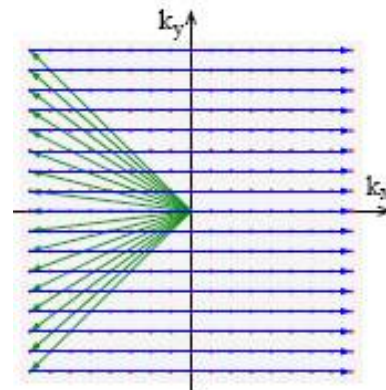


Fig. 4.19 Caracteristica de orice secvența de impulsuri 3D este prezența a două mese de gradient de codare de faza. Aici o secvență GE 3D este indicată, deoarece nu există nici un puls 180° .



- Caracteristică care distinge FLASH de secvența GE de bază este puls de gradient cu mărimea variabilă, numit spoiler, aplicat după colectarea datelor. Scopul pulsului spoiler este de a distruge (adică, defaza) orice magnetizare transversală care rămâne după colectarea datelor.
- Notăm că semnul gradientilor de refazare în slice-selecție și direcția de citire este opus decât în secvența de impulsuri SE (a se vedea figura 4.15), deoarece nu există puls 180° .

Magnetic Field Gradients (expand the description below for a detailed explanation)

Gradient Echo (expand the description below for a detailed explanation)

4.5.6. Imagini tri-dimensionale

- Mai sus am văzut că felii foarte subțiri, nu pot fi selectate. Cu toate acestea, mai multe examene radiologice (de exemplu, încheietura mainii, glezna, genunchi), necesită felii subțiri, și imagistica 3D oferă soluția la această problemă. În tehnicile imagistice 3D, un volum în loc de o felie este selectat. Z-poziția este apoi codificată în semnal de doua scări de gradient de codificare a fazei ng_z ,

$$\phi(y, z) = \gamma(mg_y y T_{ph} + ng_z z T_{ss}), \quad (4.59)$$

- unde T_{ss} este on-time a gradientului de codificare a fazei în direcția de selecție placă. Valori diferite de n corespund planurilor diferite în k-spațiu.
- Cea mai importantă diferență între secvențe de puls 2D și 3D este faptul că secvențele 3D au două tabele de gradient de codificare a fazei, întrucât secvențele 2D au doar unul (Figura 4.20).

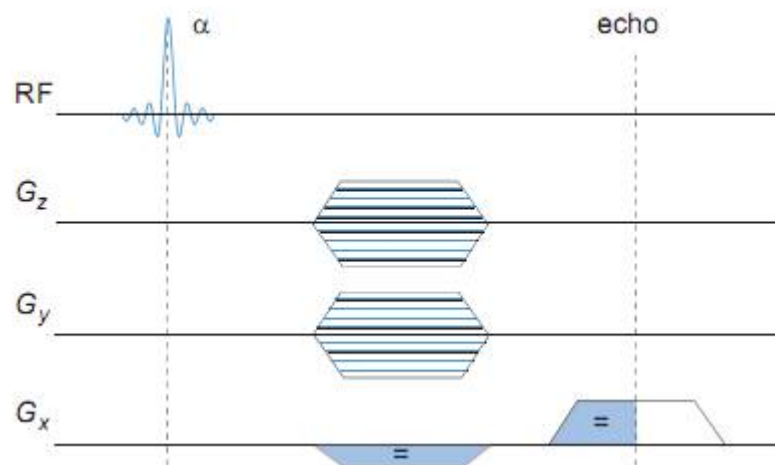
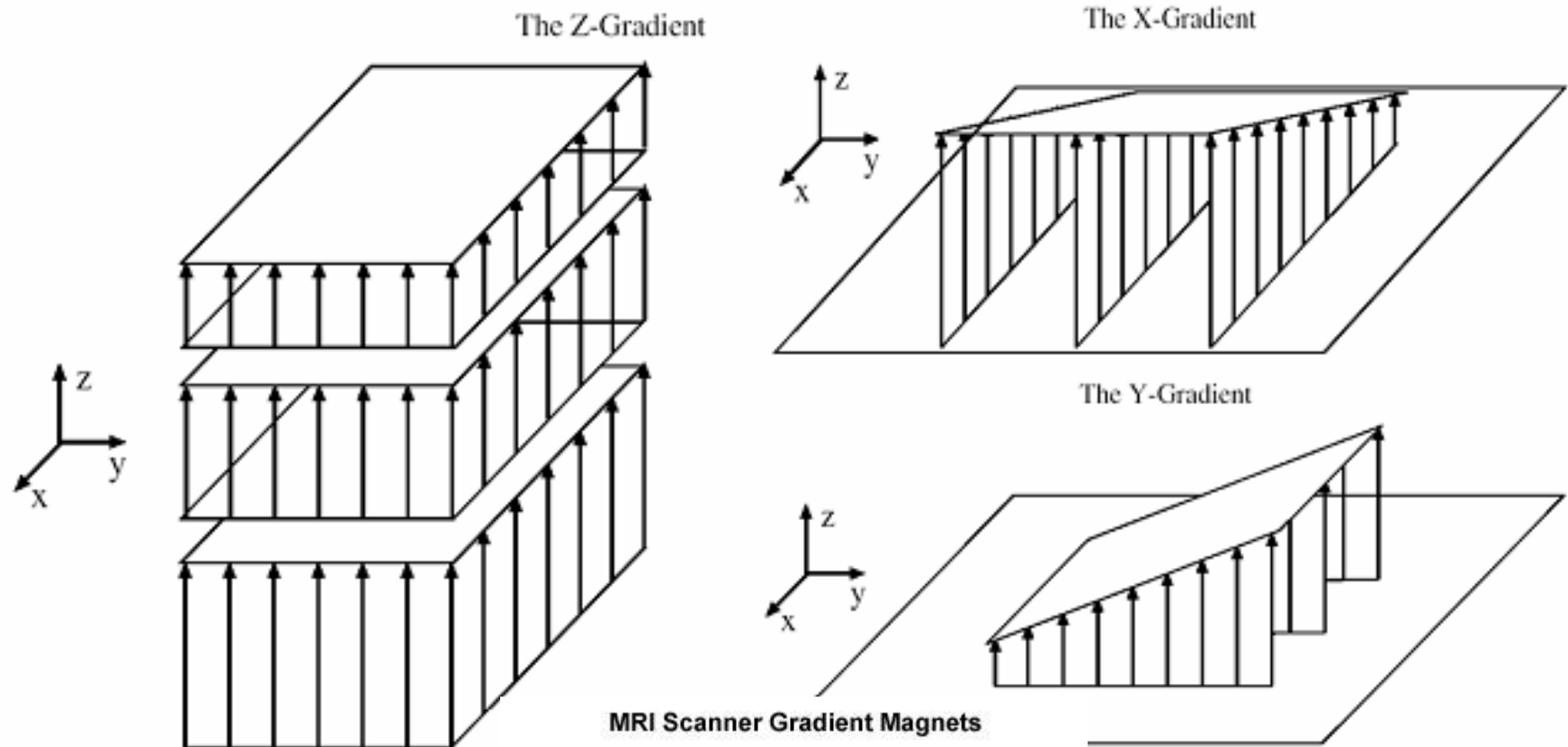
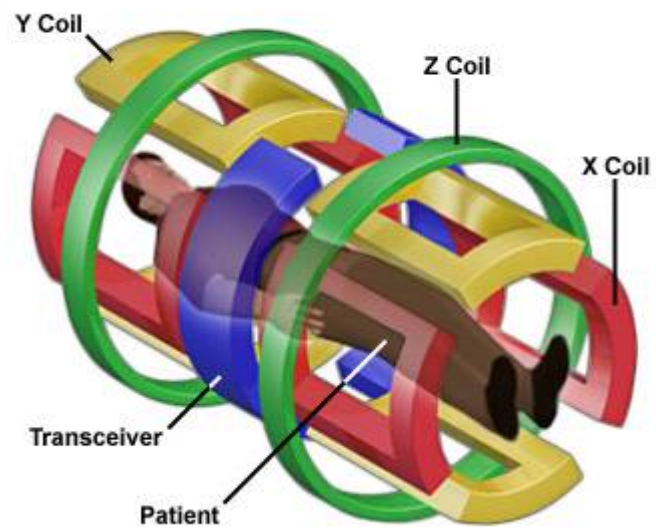


Fig. 4.20 (Caracteristica de orice secvență de impulsuri 3D este prezența a două mese de gradient de codare de fază. Aici o secvență GE 3D este indicată, deoarece nu există nici un puls 180°).



MRI Scanner Gradient Magnets



- În imagini 3D, reconstrucția se face prin intermediul unei transformate Fourier inversă 3D, rezultând o serie de felii 2D (16, 32, 100, ...).
- Pentru exemplu, în cazul în care o slab cu grosimea 32 mm este împărțită în 32 de partiții, o grosime de felie eficientă de 1 mm este obținută. Aceste felii subțiri sunt imposibile în imagistica 2D. SNR a imaginilor 3D este, de asemenea, mai bună decât în imagini 2D deoarece fiecare excitație selectează toți spinii în întregul volum în loc de o singură felie.
- Dezavantajul imagisticii 3D este o creștere în timpul de achiziție, după cum va fi indicat mai jos. Va fi indicat că secvențe SE 3D sunt mult mai lente decât secvențe de impulsuri GE 3D.

4.5.8. Timpul de achiziție și reconstrucție

- Imagini de înaltă calitate sunt inutile în cazul în care zeci de minute sunt necesare pentru a le obține. Atât timpul de achiziție și de reconstrucție trebuie să fie scurt. Timpul de reconstrucție poate fi neglijat, deoarece în practica clinică actuală, calculatoarele calculează transformata Fourier inversă în timp real.

- Evident, timp de achiziție TA este egal cu numărul de excitații ori intervalul dintre două excitații succesive. Prin urmare,

- pentru secvențe de impulsuri 2D $TA_{2D} = N_{ph} TR;$ (4.66)

- pentru secvențe de impulsuri 3D $TA_{3D} = N_{ph} N_{ss} TR,$ (4.67)

- unde N_{ph} este numărul de pași de codificare faza în-plan și N_{ss} este numărul de pași de codificare faza în direcția selecție de placă.

- De exemplu, pentru o secvență SE 3D T_2 -ponderată cu $TR = 2000$ ms, o achiziție și 32 de felii, fiecare având 256 etape de codificare de fază, TA este mai mare de 4 ore! Pentru o secvență puls T_1 -ponderată cu $TR = 500$ ms, AT este încă și mai mult de o oră. Evident, acest lucru este practic imposibil, deoarece nimeni nu poate rămâne imobil în acest timp. Imagistica tri-dimensională în cea mai mare parte face cu secvențe de puls GE. Pentru exemplu, în cazul în care TR este de 40 ms, AT se reduce la mai puțin de șase minute, ceea ce este destul de acceptabil pentru multe examene.

4.5.9. Secvențe imagistica foarte rapidă

Ecouri multiple pe excitație

- Secvențe foarte rapide de imagistica au fost dezvoltate pentru imagistica multi-slice și au în comun faptul că ecouri multiple sunt generate și eșantionate în cadrul aceleiași excitații. Ecuația (4.66) ar trebui să fie modificată, astfel ca

$$TA_{2D} = \frac{N_{ph} TR}{ETL}, \quad (4.68)$$

- unde ETL este lungimea trenului ecou (de exemplu, numărul de ecouri per excitație). Ecuația (4.68) arată că timpul de achiziție poate fi redus prin

- (1) micșorarea TR (cf. GE față de secvențe SE),
- (2) micșorarea N_{ph} (trunchiate și imagistica Fourier înjumătățită), și
- (3) creșterea ETL.

- Dacă $ETL > 1$, rândurile de k-spațiu sunt eșantionate la momente ecou diferite. Efectul defazare rezultat de la T2 pentru SE sau de la T2* pentru secvențele GE nu pot fi neglijate între două ecouri diferite, și semnalul măsurat $S(k_x, k_y)$ este, prin urmare, o versiune filtrată a semnalului, care ar fi fost obținută cu o achiziție cu $ETL = 1:S(k_x, k_y)$

$$S'(k_x, k_y) = H(k_x, k_y)S(k_x, k_y), \quad (4.69)$$

- unde $H(k_x, k_y)$ este funcția de filtru. Deși condițiile de k-teoremă sunt încălcate, în practică transformata Fourier inversă este direct folosită pentru a reconstitui datele brute. O consecință este faptul că rezoluția spațială degradează deoarece imaginea reconstruită este o convoluție cu inversa FT a $H(k_x, k_y)$ (vezi Figura 4.21).

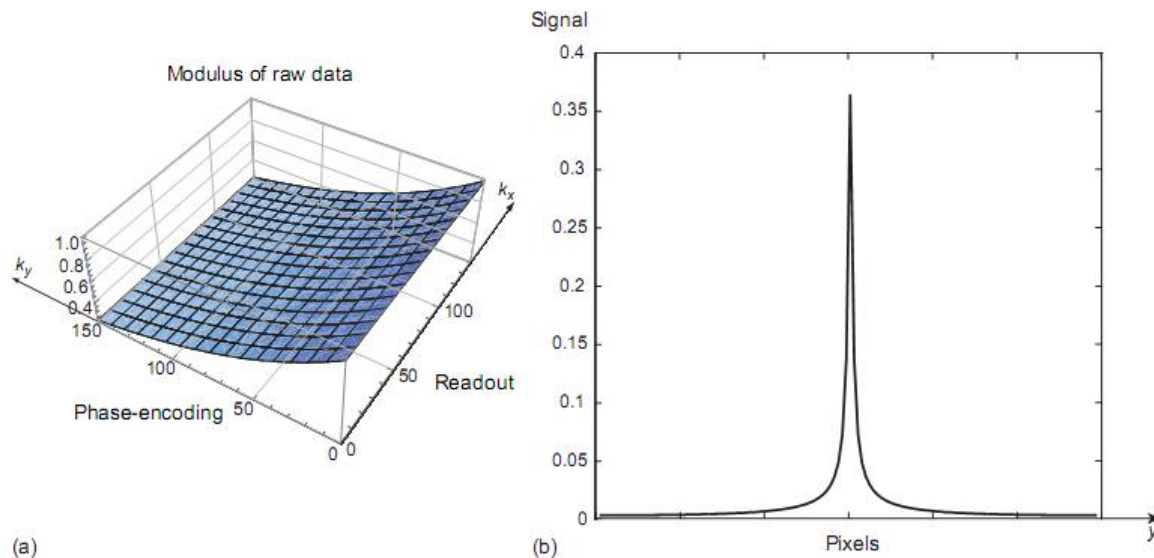


Fig. 4.21 Ecouri multiple per excitație cauzează neclaritate. Să presupunem că imaginea de a fi reconstruită este un impuls Dirac, în origine cu amplitudinea egală cu 1. (a) Modulul de date măsurate în k-spațiu. Deși datele brute sunt mai mult sau mai puțin constante în direcția de citire, defazarea în mod clar afectează măsurătorile în direcția codificare de fază. Fără T_2^* (sau T_2 , în funcție de secvența) modul de date brute ar fi fost constant. (b) o coloană de modulul de imagine reconstruită, care arată clar că impulsul Dirac a fost încețoșat.

Exemple

- Mai jos sunt două bine-cunoscute scheme de achiziție care sunt folosite în prezent în practica clinică.
- **TurboSE și TurboGE.** Secvențe Turbo SE și turbo GE sunt secvențe în care 2-128 ecouri sunt generate în aceeași excitație. Prin urmare, imediat după primul ecou, un nou gradient codificare fază se aplică pentru a selecta o altă linie în k-spațiu, un ecou nou este generat, și așa mai departe. K-spațiul este împărțit în segmente 2-128 distincte. În cadrul unei singure excitații, o linie de fiecare segment este eșanționată.
- Secvențele turboSE sunt utilizate în mod regulat pentru imagistica T2-ponderată a creierului. Pentru o imagine 256×256 T2-ponderată ($TR = 2500$ ms), cu patru ecouri, de exemplu, timp de achiziție TA este

$$TA = \frac{256 \times 2.5}{4} = 160 \text{ seconds} < 3 \text{ minutes.} \quad (4.70)$$

<https://www.youtube.com/watch?v=1jph1A0hP3U>

- **imagistica eco-planară (EPI-Echo planar imaging)** Acesta este cea mai rapidă secvență imagistică 2D disponibilă în prezent. Este o secvență SE sau GE, și lipsa de impulsuri 180° explică câștigul de timp. Toate ecourile sunt generate într-o singură excitație (figurile 4.22 și 4.23).

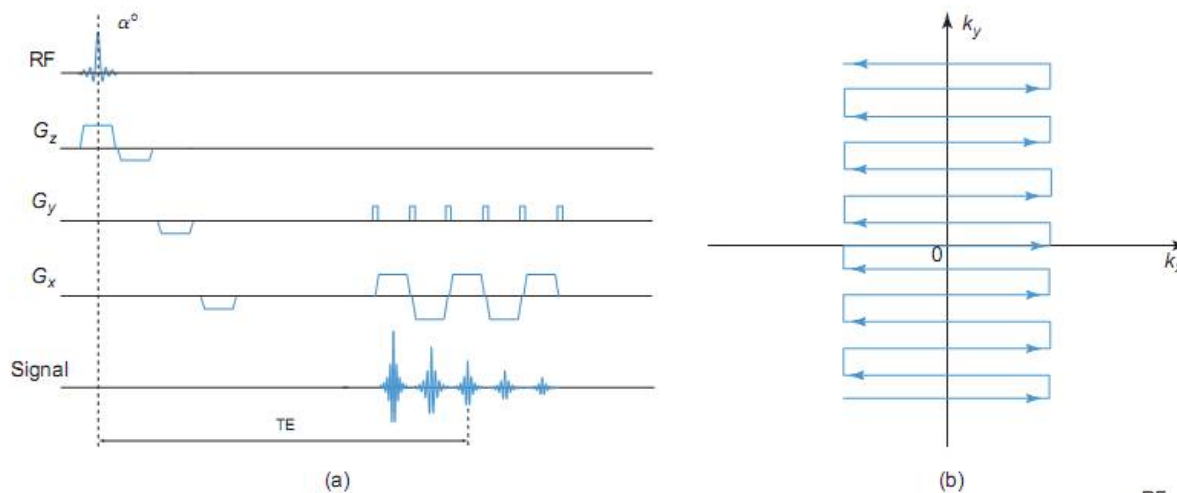


Fig. 4.22(a) reprezentare schematică a secvență GE EPI T_2^ -ponderată blipped. O serie de ecouri-gradiente sunt create și eșantionate. (b) traiectoria corespunzătoare în k -spațiu. Fiecare "blip" în direcția codificare-faza selectează un rând nou în matricea de date brute.*

- Din cauza defazării T_2^* , cu toate acestea, există o limită a numărului de ecouri, care poate fi măsurată mai sus de nivelul de zgomot. O dimensiune tipică a matricei de date brute a imaginilor EPI este de 128×128 . Timpul de achiziție AT pentru o singură imagine este de 100 ms și chiar mai mici.

- Secvența EPI este folosită, de exemplu, în IRM și imagistica de difuzie și perfuzie.

<https://www.youtube.com/watch?v=1jph1A0hP3U>

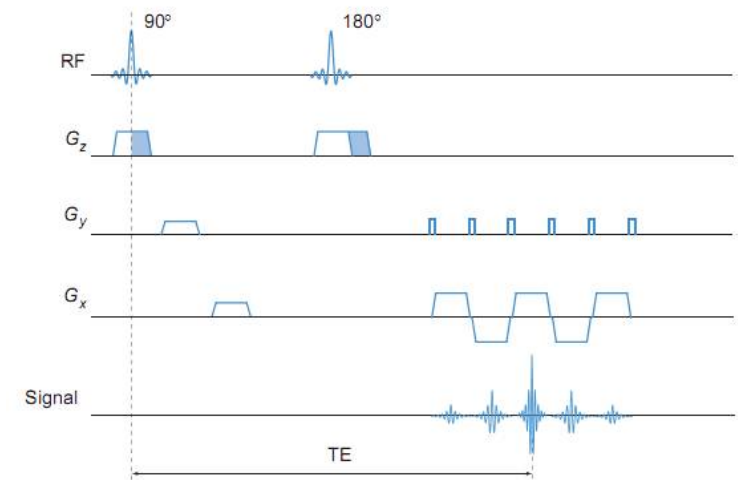


Fig. 4.23 Pentru o secvență SE EPI T_2 -ponderată, un singur puls RF 180° este aplicat între impuls RF 90° și trenul gradientul-ecou pentru a eșantiona k -spațiul.

4.7. Echipament

- Spre deosebire de imagistica CT, este neobișnuit să vorbim despre generații de scanere MR.
- Mai degrabă, calitatea imaginii a fost continuu îmbunătățită prin evoluția tehnică de magneți, sisteme de gradient, și steme RF și hardware calculatoare și software.
- De-a lungul anilor, magneții îmbunătățiți au rezultat într-un design compact, cu un câmp principal de omogenitate mai mare.
- Magneți superconductori sunt utilizați exclusiv pentru putere mare de câmp (Figura 4.39 (a)).



(a)



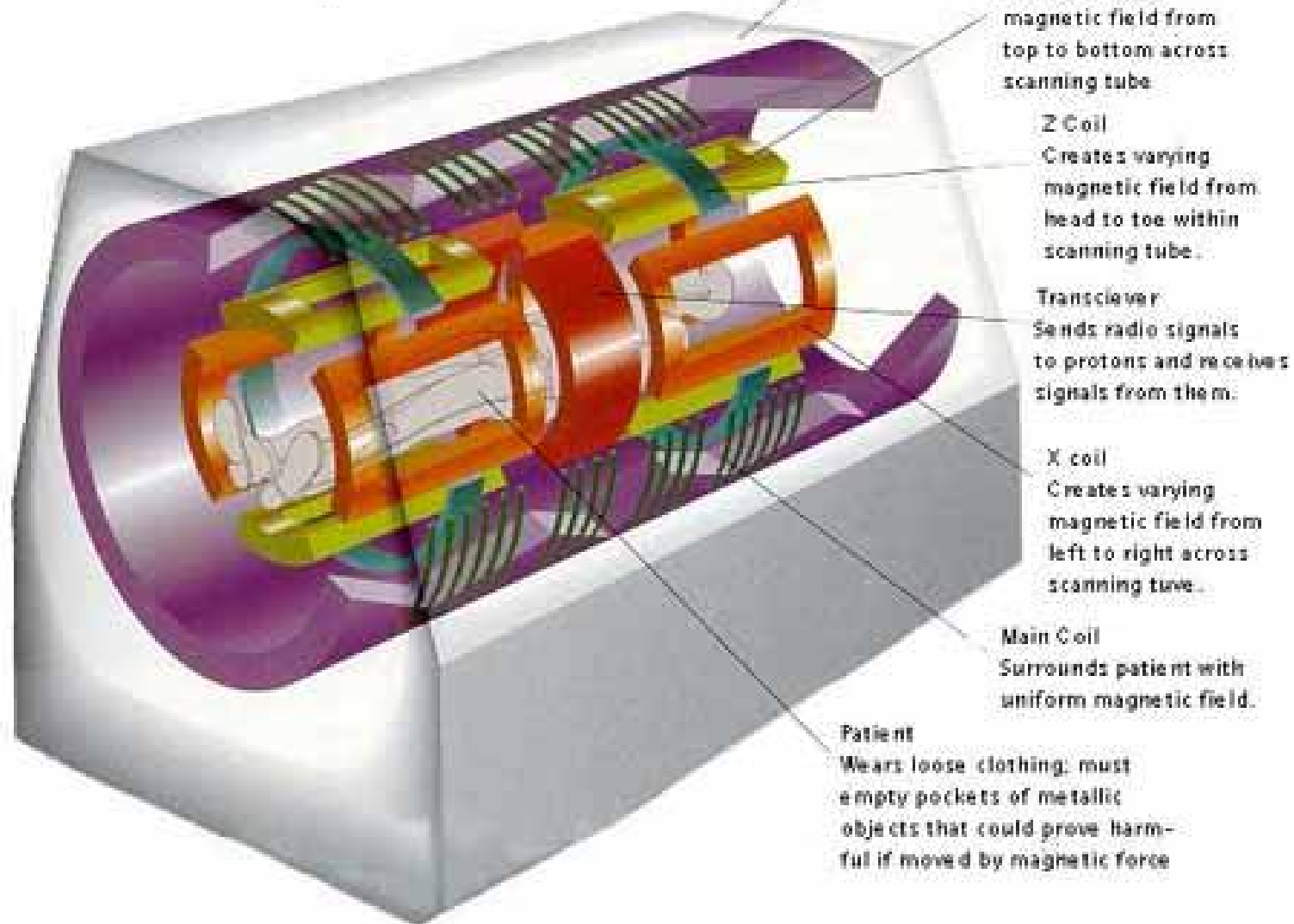
(b)

Fig. 4.39 (a) scanner de corp total 3T, conceput pentru a vizualiza fiecare parte a corpului. Acest sistem are un magnet supraconductor cu un câmp principal orizontal, solenoidal. Pacientul este poziționat în centrul de tunel, care cauzează probleme, uneori, pentru copii sau pentru persoanele care suferă de claustrofobie. (b) sistem MR în formă de C 1.5T deschis, cu câmp magnetic vertical. Design deschis reduce riscul de claustrofobie. Spațiul mai mare pentru pacient și de masă detașabilă a îmbunătățit foarte mult manipularea. Sistemul poate fi, de asemenea, utilizat pentru proceduri MR-ghidate. (Amabilitatea de Philips Healthcare.)

- Pentru puteri mici de câmp, magneții permanenți și rezistivi sunt angajați. Acestea sunt mai ieftine decât magneți superconductori dar au o mai mică SNR și omogenitatea câmpului este relativ slabă. Figura 4.39 (b) arată un scanner MR în formă de C deschis cu un câmp magnetic vertical.

CREATING REFINED ANATOMICAL IMAGES

Within the metallic cocoon of an MRI scanner, the patient is surrounded by four electromagnetic coils and the components of a transceiver



• Sisteme MR deschise pot fi folosite pentru proceduri MR-ghidate. MRI interventionale (iMRI) (Figura 4.40) oferă imagini în timp real în timpul intervenției chirurgicale sau terapie. În acest mod chirurgul este capabil să manipuleze instrumentul chirurgical. Acest instrument poate fi, de exemplu, un ac biopsie, o sondă pentru drenajul chisturilor, un cateter pentru a administra antibiotice, sau un laser sau un cateter criogenic pentru termoterapie (de exemplu, pentru a distruge tesutul patologic la nivel local, fie prin încălzire sau congelare). Rețineți că introducerea unei unități de MR într-o cameră de operare *necesită câteva măsuri de precauție.*

❑ materialele MR-compatibile trebuie să fie utilizate pentru toate instrumentele chirurgicale. Componente feromagnetice sunt periculoase, deoarece ele sunt atrase de câmp magnetic și inutile, deoarece acestea produc artefacte mari de semnale nule în imagini.

❑ Echipament electronic care generează radiațiile RF trebuie să fie protejat de câmp RF al sistemului de imagistica MR și vice-versa.

❑ combinație de cabluri electrice cu câmpul RF pot produce pete fierbinți, care pot provoca arsuri ale pielii. Tehnologia fibrelor optice este, prin urmare, recomandată.



Fig. 3.5 Medtronic PoleStar® iMRI Navigation Suite, un sistem RM de ghidare-imagine intra-operativ, care funcționează la 0,15 T (pasul de gradient 25 mT / m), potrivit pentru o cameră de operare existentă. (Prin amabilitatea profesorului B. ter Haar Romeny, Maastricht AZ și TU Eindhoven.)

- Sistemul de gradient este caracterizat prin gradul său de liniaritate, amplitudinea maximă și timpul de creștere (de exemplu, timpul necesar pentru a ajunge la amplitudinea maximă). Liniaritatea este obligatorie pentru poziția-codificare corectă. Neliniaritatea este de obicei 1 -2% într-un FOV cu diametrul de 50 cm. Cel mai rău este la marginea de FOV. Amplitudinea maximă a crescut de la 3 mT / m, în primele zile la 50 mT / m pentru sisteme actualele state-of-the-art de formare a imaginii fără creșterea semnificativă a timpului de creștere. Aceasta este unul dintre factori importanți în descoperirea imagisticii ultrarapide.
- Sistemul RF a fost îmbunătățit în mod semnificativ, de asemenea. Omogenitatea și sensibilitate în-plan a detectării de semnal au crescut.
- În prezent, există bobine speciale pentru aproape fiecare regiune anatomica (Figura 4.41). Acestea sunt toate proiectate pentru a detecta cel mai slab semnal MR posibil.



Fig. 4.41 ((a) bobina de capși(b) bobina decorp, folosite pentru a detecta optim semnalele RF primite de la parte a corpului înconjurat.

- Cererile pe amplificatoare RF au crescut, de asemenea. Întrucât, pentru secvențe SE convenționale, a fost activate de două ori în fiecare TR, secvențe ultrarapizi bazate pe SE, cum ar fi HASTE (half Fourier single shot turbo spin-echo) **necesită o performanță mult mai mare de amplificator**. Sisteme de imagistică prezente monitorizează de asemenea, depunerea de putere RF.

- În ceea ce privește toate modalițiile digitale MRI a beneficiat de evoluția hardware și software-ului. Mult efort a fost cheltuiți pe reducerea timpului de manipulare și creșterea timpului de transfer a pacientului. În plus, diagnosticul de seturi de date dinamice 3D este în prezent sprijinită de postprocesare puternic pentru analiză (de exemplu, prelucrarea statistică de fMRI) și vizualizare (de exemplu, MIP a unui MRA sau reslicing de-a lungul unei direcții arbitrare).

4.9. Efectele biologice și de siguranță

4.9.1. Efectul biologic

Undele RF

- În condiții normale de funcționare, MRI este o modalitate de imagistica de siguranță. De exemplu, femeile gravide pot fi supuse unui examen RMN, dar nu un CT sau PET scanare. Acest lucru se datorează faptului că RMN are unde RF neionizante, și energia de fotoni RF este mult mai mică decât fotoni X-ray ionizante (vezi Figura 2.1).
- Energie RF absorbită crește vibrațiile de atomi și molecule, ceea ce duce la creșteri mici temperaturii țesutului.
- În plus, în elemente conductive, cum ar fi electrozi, componenta magnetică a undelor RF induce un curent, dacă nu este în mod corespunzător izolat.

- Puterea RF, care poate fi absorbită în condiții de siguranță, este prescrisă de rata de absorbție specifică sau valoarea SAR (specific absorption rate), exprimată în watts per kilogram de greutate corporală. Bazat pe masă corporală determinată la înregistrarea pacientului, sistemul MR calculează SAR de fiecare secvență de puls selectată de către operator. Dacă valoarea este prea mare, secvență de impulsuri nu se va porni.
- Utilizatorul trebuie apoi să schimbe parametrii de secvență (de exemplu, prin creșterea TR sau reducerea numărului de felii), până când puterea RF este în limite SAR. Ca regulă generală creșterea temperaturii corpului ar trebui să fie limitată la 1°C. Limitele medii SAR sunt de ordinea 2 la 10 W/kg.

Gradienți magnetici

- Fluxul magnetic dB / dt a unui câmp magnetic de comutare induce un curent electric de joasă frecvență în materiale conductoare.
- Comutația rapidă, a câmpurilor de gradient înalt poate genera un curent în țesuturi, cum ar fi vasele de sange, muschii si nervii în special, în cazul în care pragul de stimulare este depășit. Prin urmare, sistemele MRI moderne, conțin un monitor de stimulare, și secvența puls începe numai dacă pragul de stimulare a nervului periferic nu este depășit.

- Stimulare cardiacă sau fibrilație ventriculară ar avea nevoie de câmpuri electrice induse de gradient mult mai mari decât sunt în acest moment și, prin urmare, sunt foarte puțin probabile.
- Impulsuri de gradient magnetice sunt obținute prin aplicarea curenților de impulsuri în bobine. Acești curenți în combinații cu câmp magnetic static produce forțele Lorentz. Prin urmare, bobinele fac mișcări repetitive, cauzând zgomot tipic de găurit de înaltă frecvență. Intensitatea ar trebui să fie ținută sub 100 dB. Acesta poate fi indirect redus cu dopuri pentru urechi sau căștile anulare a zgomotului

http://www.youtube.com/watch?v=9GZvd_4ot04

Câmp magnetic static

- Obiectele feromagnetice experimenta o forță de translație și de cuplu atunci când sunt plasate într-un câmp magnetic. Consecutiv, ele pot suferi o deplasare sau provoca defecțiune a echipamentului care conține componente magnetice.
- Un alt efect al unui câmp magnetic static este o schimbare în electrocardiogramă (EKG), atunci când pacientul este în interiorul magnetului. Din cauza câmp magnetic principal extern, ionii din fluxul de sânge experimenta forțe Lorentz care separa ioni încărcăți pozitiv și negativ în direcții opuse. Acest lucru creează un mic câmp electric și o diferență de potențial, care modifică distribuția de sarcină normală.

- ECG devine contaminată (altitudine T-undei), cu un flux de sange legat de potențial de suprafață. Acest fenomen este întotdeauna prezent dar este cel *mai evident atunci când imagistica inima*. În aceste examene, secvența de impulsuri este, de obicei, declanșată, prin fire de pe pieptul pacientului, ECG este măsurat, și excitație RF este întotdeauna pornită la același timp, ca ciclul de inima (aceasta minimizează umbre de pulsare a inimii). În cazul în care pacientul este din câmpul magnetic, ECG se întoarce la valoare sa normală.
- După cum în prezent este cunoscut, aceste distorsiuni mici a ECG nu are efecte negative biologice pentru câmpuri magnetice exterioare de până la 4 T.

4.9.1. Securitatea

- Obiecte feromagnetice nu trebuie să fie aduse în cameră examinare MR, deoarece câmpul magnetic static puternic ar atrage astfel de obiecte spre centrul câmpului magnetic. Acest lucru ar distruge bobina și poate afecta serios un pacient în interiorul bobinei.
- Trebuie să fie absolut sigur că toate materialele și echipamente (de exemplu, respirator artificial, foarfece, ace de par, agrafe de hârtie) aduse în interiorul cameră de examen MR sunt pe deplin MR-compatibile. Compuși nonferomagnetici metalice sunt în siguranță. De exemplu, o scară de aluminiu poate fi utilizată în siguranță atunci când becul în interiorul sala de examen MR trebuie să fie înlocuit.

- **Obiecte metalice din interiorul corpului, nu sunt neobișnuite (de exemplu, șuruburi de fixare ortopedice, proteze de șold, stenturi, plombe dentare, valve cardiace, stimulatoare cardiace, șclipuri chirurgicale). Pacienții cu valve cardiace, stimulatoare cardiace și clipuri chirurgicale recente (prezente de mai puțin de 3 luni) nu trebuie să fie scanate cu ajutorul RMN.**
- **Pacienții cu proteze foarte vechi sau șuruburi de fixare ortopedice nu trebuie să fie scanate în cazul în care compusul metalic exact este necunoscut. Cu toate acestea, în cazul în care implanturile sunt recente, este în condiții de siguranță pentru a scana pacientului.**
- **Atenție este necesară, în special pentru pacienții cu un corp străin metalic în ochi sau cu un clip anevrism intracranian care chiar la o mică mișcare poate duce la hemoragie.**

- Elemente conductoare, cum ar fi electrozi, pot produce leziuni de arsură datorate curentului indus și trebuie să fie izolate. În mod similar, atunci când poziționarea pacientului, bucle conductive ar trebui să fie evitate. Un exemplu este un pacient cu mâinile încrucișate pe abdomen. Impulsurile de RF va determina curenți electrici, în bucle conductoare, care pot provoca arsuri. Exemple de arsuri grave cauzate de poziționarea necorespunzătoare au fost deja raportate în literatura de specialitate MR.
- Pacienții cu dispozitive implantate cu activarea magnetică sau electronică nu ar trebui, în principiu, să fie examinate cu ajutorul MRI. De exemplu, impulsuri RF poate reseta sau modifica ritmul de un stimulator cardiac, care poate fi pericol de viață pentru pacient. Un stimulator cohlear poate fi grav deteriorate.

4.10. Așteptările viitoare

Deși contribuția MRI la numărul total de examinări radiologice este în prezent, limitat la doar câteva procente, poate fi de așteptată această valoare va crește în continuu în viitor, deoarece RMN produce imagini de înaltă rezoluție de anatomie și funcționale cu specificitate mare și fără a utiliza unde electromagnetice ionizante dăunătoare.

- Cu excepția a osului (de exemplu, schelet) și aer (de exemplu, plămâni, tractului gastro-intestinal) țesuturi umane conțin din belșug hidrogen și acestea pot fi distinse optim prin RMN din cauza flexibilității de ajustare de contrast cu secvențe de impulsuri adecvate.

- Alte nuclee, cum ar fi izotopi ^{13}C , ^{19}F și ^{23}Na , care deși contribuția MRI la numărul totalăde examinări radiologice este în prezent, limitat la doar cateva procente, poate fi de așteptată această valoare va crește în continuu în viitor, deoarece RMN produce imagini de înalta rezoluție de anatomie și funcționale cu specificitate mareși fără a utiliza unde electromagnetice ionizante dăunătoare.
- Quantitative analysis of function, perfusion, and diffusion with high resolution and contrast will progress continuously. An example is diffusion-weighted imaging for detection, quantification and therapy response in oncology.
- New contrast agents will become routinely available to study the morphology and function (e.g., hyperpolarized ^3He for dynamic ventilation studies) as well as molecular processes (e.g., ferritin to show gene expressions in vivo (see Figure (5.26))).

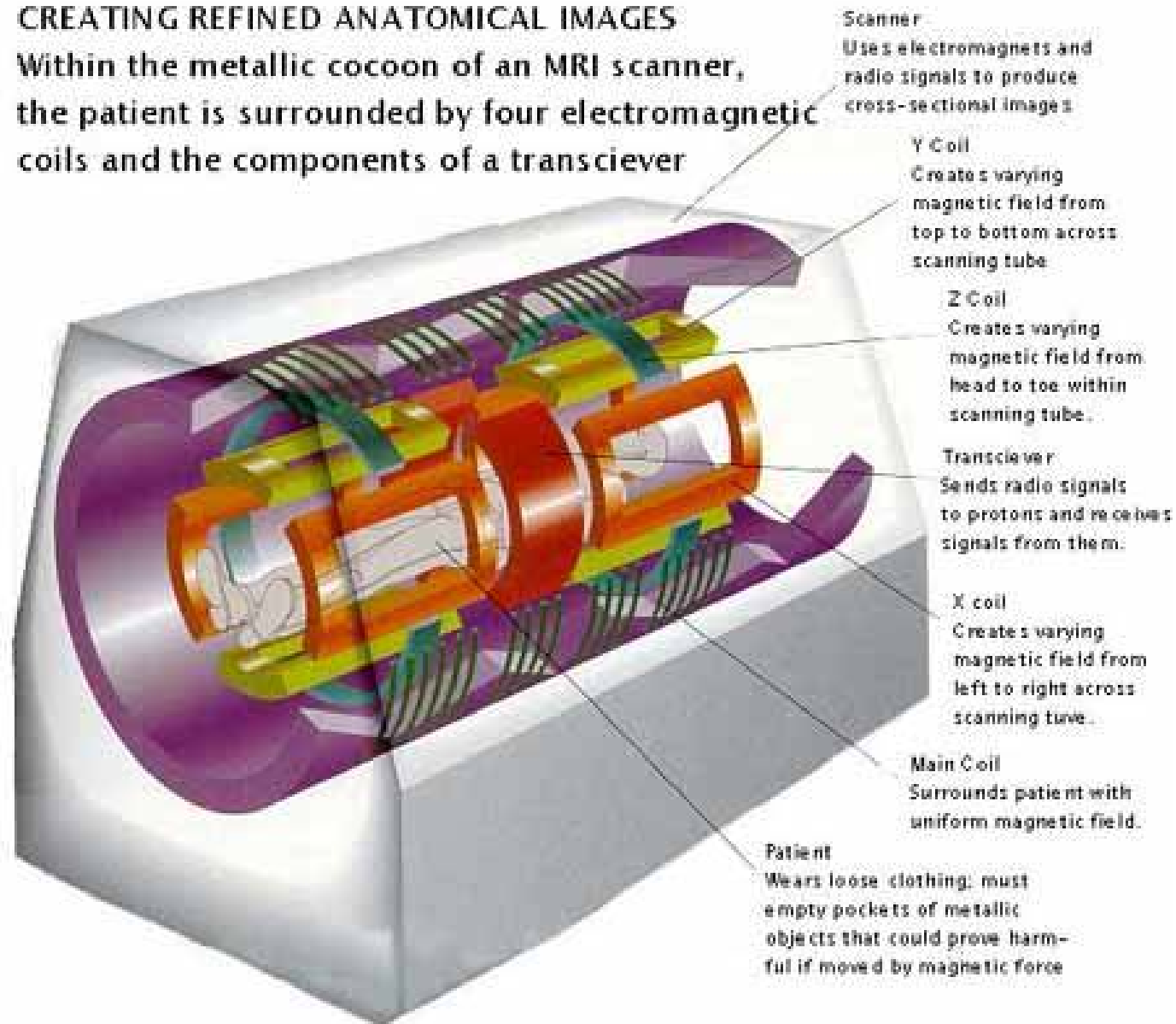
- Din punct de vedere tehnic, dezvoltarea de MRI-ul se va concentra pe o calitate mai bună a imaginii (mai mare rezoluție, SNR mai bin), și un timp de achiziție mai scurt. Acestva fi obținută cu mari câmpuri magnetice externe, pante mai mari (de exemplu, bobine de cap evita stimulare cardiacă) în fiecare direcție, mai multe bobine, și algoritmi de reconstrucție, care nu sunt bazate pe teoria Fourier.
- Ca de obicei în istoria MRI, noi secvențe de puls va continua să fie dezvoltate înviitor. Acesta poate fi, de asemenea, de așteptat că hibrid de scanner PET / MR, care există astăzi și dobândește imagini PET și MR în același timp, va deveni o modalitate imagistica clinică importantă datorită specificității sale mai mari decât o unitate de sine stătătoare PET sau RMN

<http://www.youtube.com/watch?v=n5ryhRuKFgs>

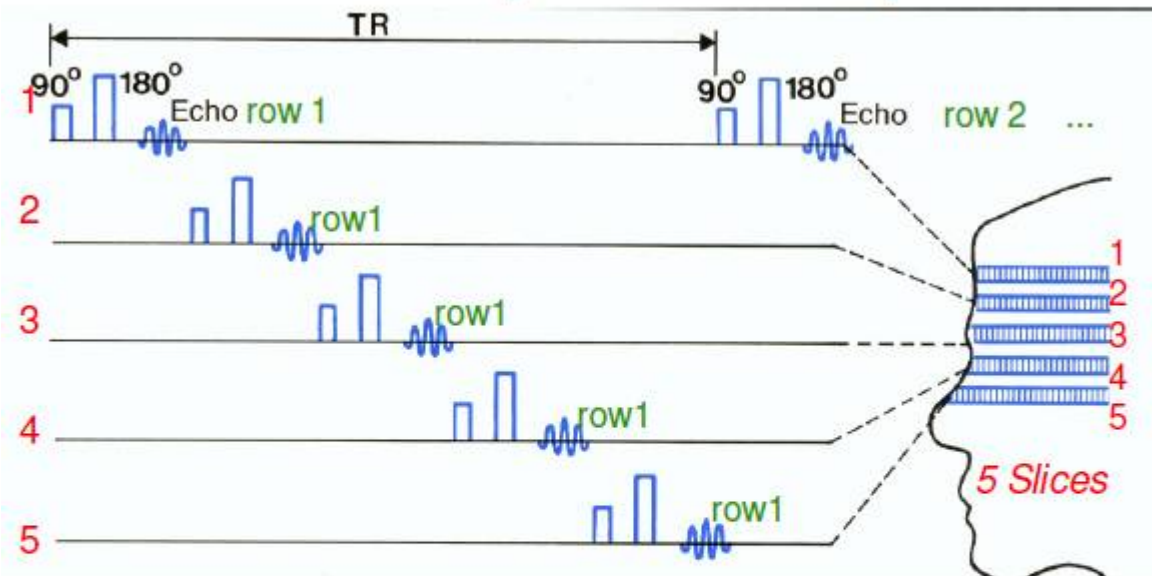
<http://vam.anest.ufl.edu/forensic/nmr.html>

CREATING REFINED ANATOMICAL IMAGES

Within the metallic cocoon of an MRI scanner, the patient is surrounded by four electromagnetic coils and the components of a transceiver



Multislice acquisition – spin echo



N = number of phase encoding steps/ matrix size (64, 128, 256, ...)

TR = repetition time for each acquisition

NA = number of acquisitions (1, 2, 3, ...)

Acquisition time = $N \times TR \times NA$

(with $N = 256$, $TR = 1\text{s}$, $NA = 1 \Rightarrow 256\text{s} = \text{long acquisition time}$)