

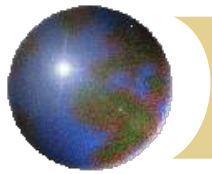


OSlikavanje
magnetskom
reZonancijom

seminar IV godina

veljača 2006

j. brnjas-kraljević

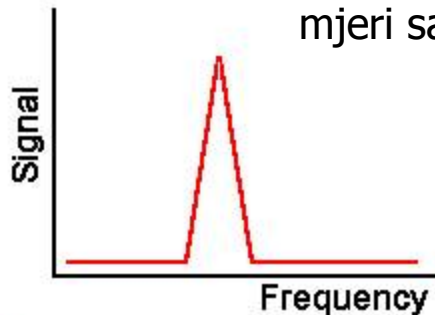


Oslikavanje (MRI)

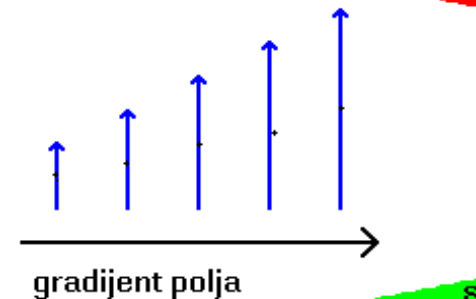
- ❑ **tomografska tehnika** – slika volumena gradi se slikama uskih slojeva u kojima se mjere podaci
- ❑ **dvodimenzionalna raspodjela** nekog fizičkog parametra je slika jednog sloja
- ❑ mjerenje **prostorne raspodjele** istovrsnih rezonirajućih jezgara ostvaruje se uvođenjem kontrolirane nehomogenosti u B_0 polje - **gradijent polja** u nekom smjeru
- ❑ mjeri se **rezonancija/relaksacija vodikovih jezagra** u vodi i u masti

$$G_x = \frac{dB}{dx} \quad G_y = \frac{dB}{dy} \quad G_z = \frac{dB}{dz}$$

N



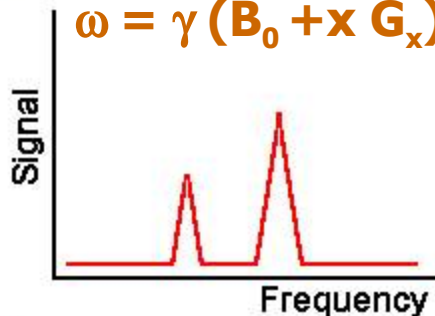
U savršeno homogenom polju svi protoni imaju jednaki ω pa se mjeri samo jedan signal.



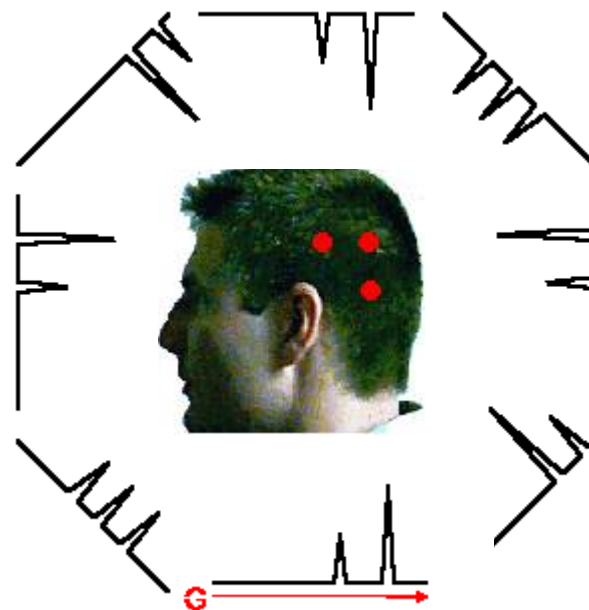
S

Gradijent u smjeru X-osi, mijenja Larmorovu frekvenciju jezgara ovisno o položaju u polju.

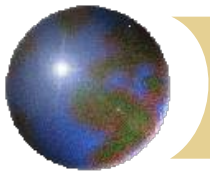
$$\omega = \gamma (B_0 + x G_x)$$



S

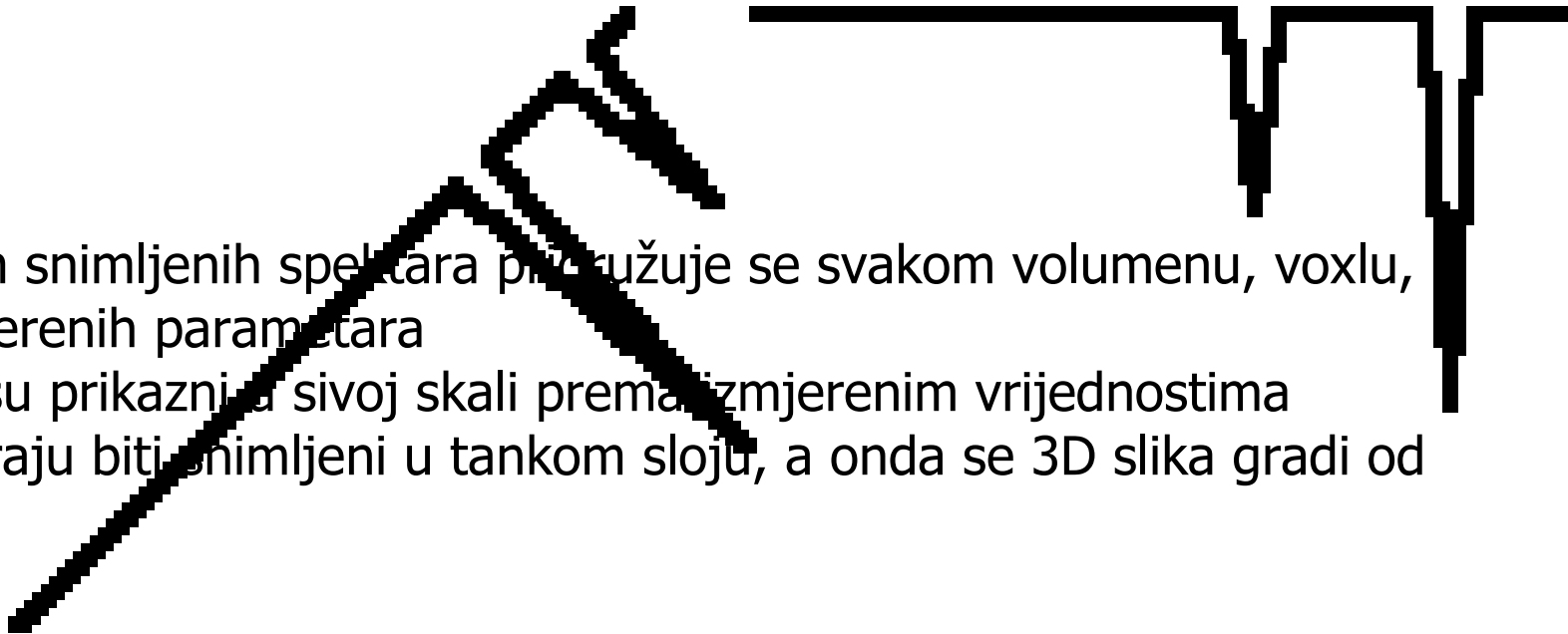


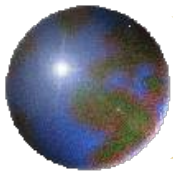
Uz gradijent magnetskog polja mjeri se raspodjela jezgri u izabranoj dimenziji. Gradijenti u različitim smjerovima grade volumnu raspodjelu jezgri. Matematičkim algoritmom preslikaju se signali u sivu skalu vrijednosti mjerenih parametara.



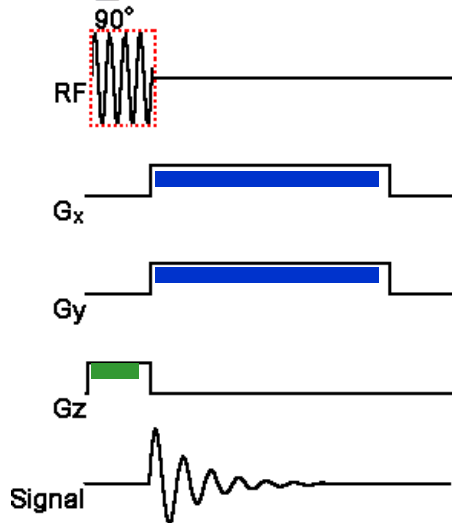
Obrada slike

- projekcijom snimljenih spektara prikazuje se svakom volumenu, voxlu, vrijednosti mjerenih parametara
- parametri su prikazani u sivoj skali prema izmjerenim vrijednostima
- spektri moraju biti snimljeni u tankom sloju, a onda se 3D slika gradi od puno slojeva

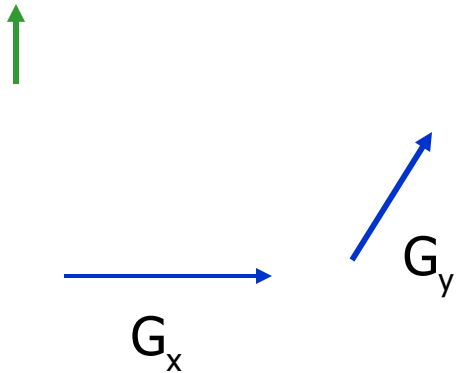


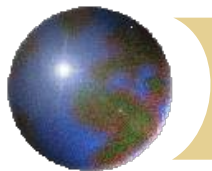


Kako se to snima ?

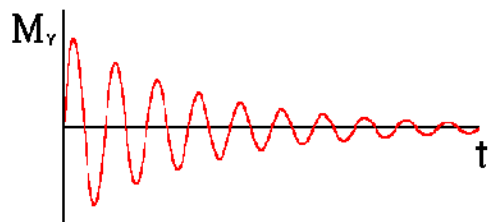


- snimanje 90-FID metodom
- puls istodobno sa gradijentom u smjeru polja odabire sloj koji snimamo
- mijenjanje kuta gradijenta, G_f , za razlikovanje frekvencija ostvareno je primjenom kombinacije dva linearna gradijenta u Y i X smjeru:
$$G_y = G_f \sin \theta \text{ i } G_x = G_f \cos \theta$$
- iz snimljenog FID-a pročitaju se frekvencije nakon matematičke obrade FT

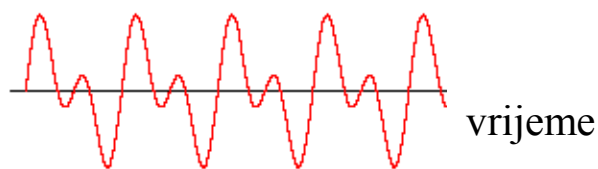
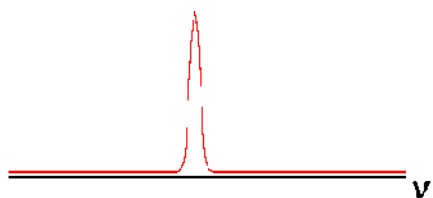




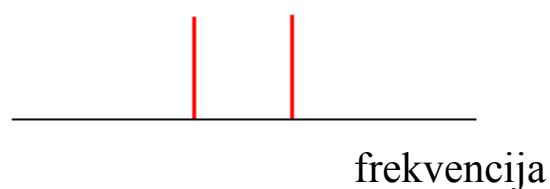
Oslikavanje



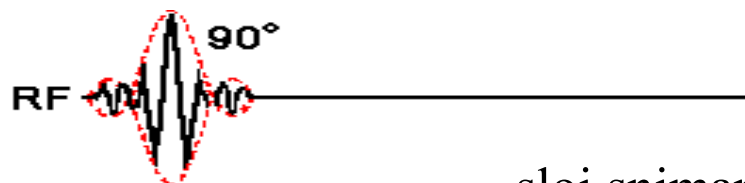
↕ FT



↕ FT



- mijenjanje kuta gradijenta zamijenjeno je kombinacijom dvaju linearnih gradijenta i složene matematičke obrade signala - analize Fourierovim transformom
- gradijenti u Y- i X- osima vremenom ukapčanja i trajanja razlikovuju volumne dijelova po frekvenciji i po fazi
- treći gradijent u Z- osi definira tom

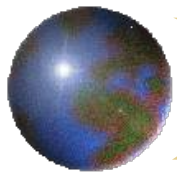


G_s sloj snimanja

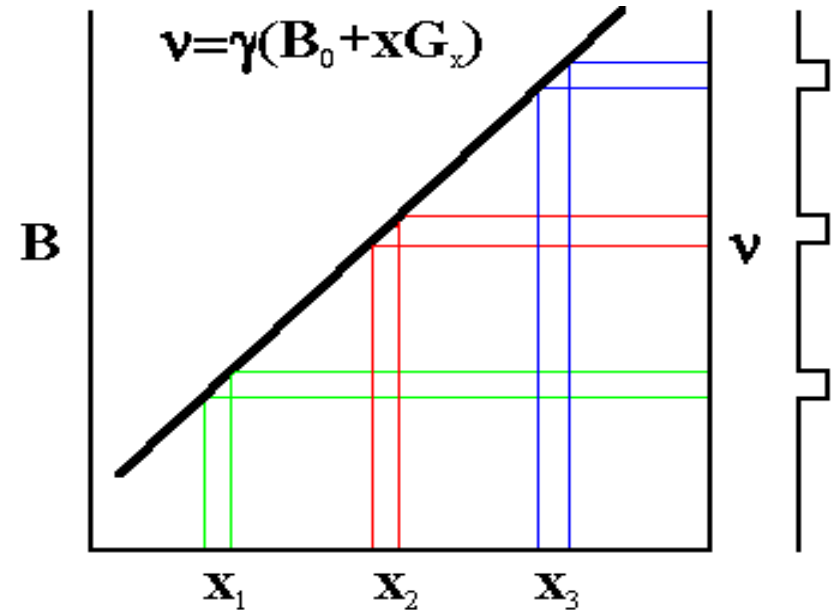
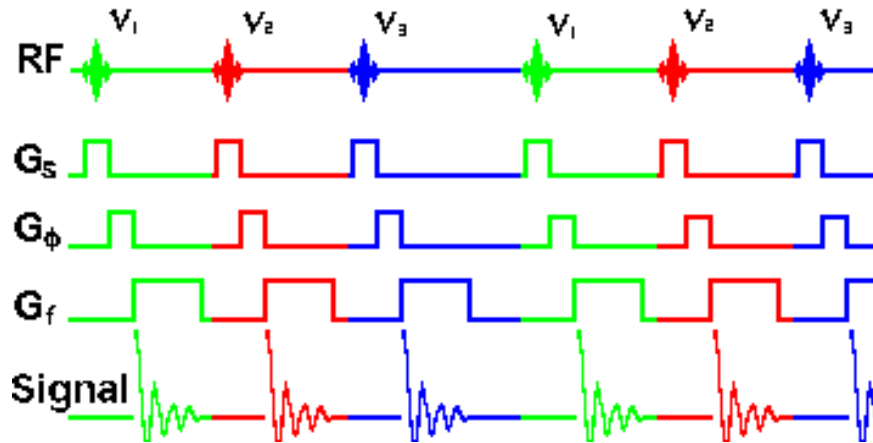
G_ϕ razlikovanje po fazi

G_f po frekvenciji





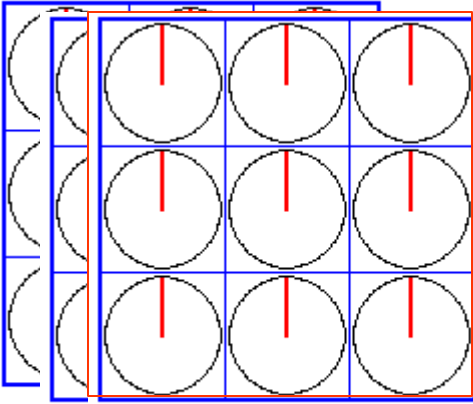
Sukcesivno snimanje slojeva velikog volumena



- sadržaj frekventnog spektra uzbuđenog RF- pulsa mijenja se tako da sukcesivno uzbuđuje slojeve duž Z- osi
- gradijenti u X- i Y-smjeru prate raspored frekvencija
- nakon TR vremena ponovo se uzbuđuje prvi sloj
- paziti da ne dolazi do prekrivanja frekvencija - nisu dobro definirani slojevi

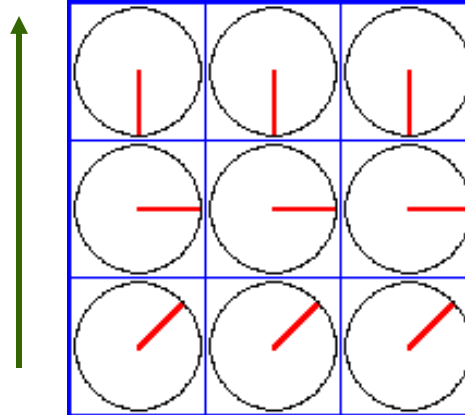
Određivanje parametara pojedinog volumena

gradijent u Z osi



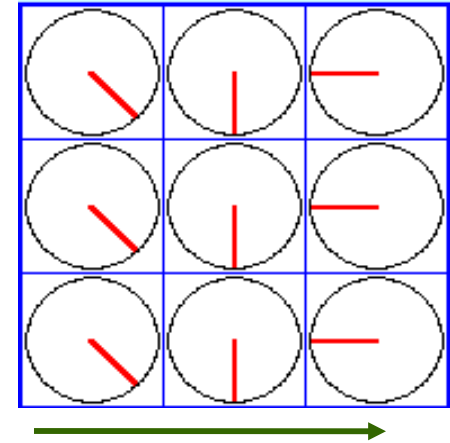
izabranom Larmorovom frekvencijom uzbuđuje samo jedan tom

gradijent u Y osi



mijenja ω_L s obzirom na Y-os prestankom tog gradijenta svi momenti imaju opet istu frekvenciju ali se razlikuju u fazi

gradijent u X osi

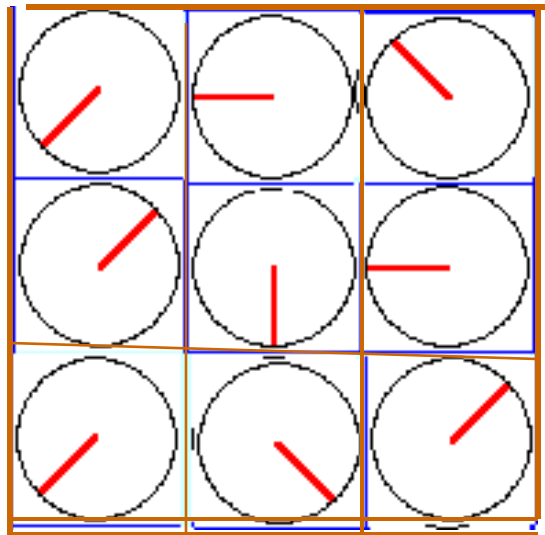


razlikuje frekvencije prema položaju duž X-osi

gradijent je prisutan pri mjerenju signala



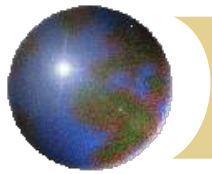
Prikaz parametara pojedinog volumena



← frekvencija →

	$\omega_1 \phi_1$	$\omega_2 \phi_1$	$\omega_3 \phi_1$
faza ↑	$\omega_1 \phi_2$	$\omega_2 \phi_2$	$\omega_3 \phi_2$
↓	$\omega_1 \phi_3$	$\omega_2 \phi_3$	$\omega_3 \phi_3$

- ❑ mjereni signal, FID, uz upaljeni X- gradijent sadrži frekvenciju i fazu precesije protona po mjestu duž X-osi
- ❑ dvodimenzionalnom FT metodom odrede se vrijednosti frekvencije i faze za pojedini voxel u XY ravnini
- ❑ dodatnim FT postupkom izračunaju se intenziteti pojedinog voxla i prikažu u sivoj skali.



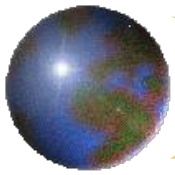
Mogućnosti snimanja

artefakti

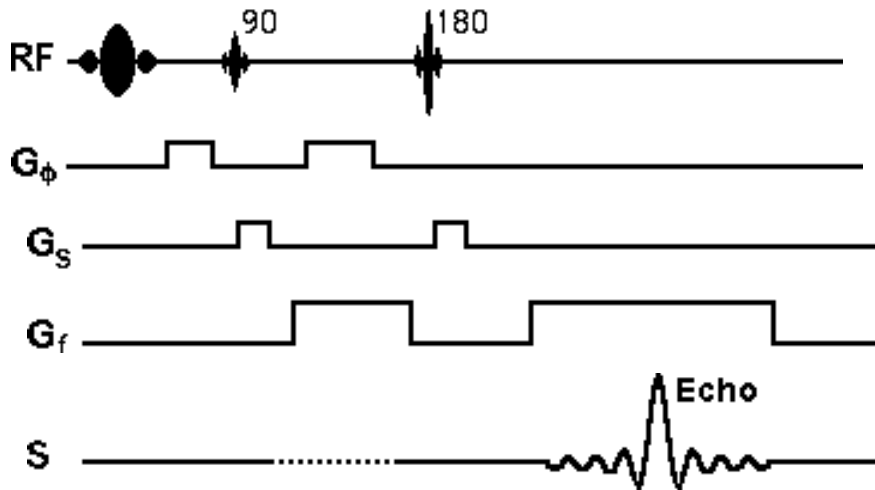
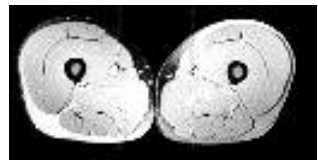
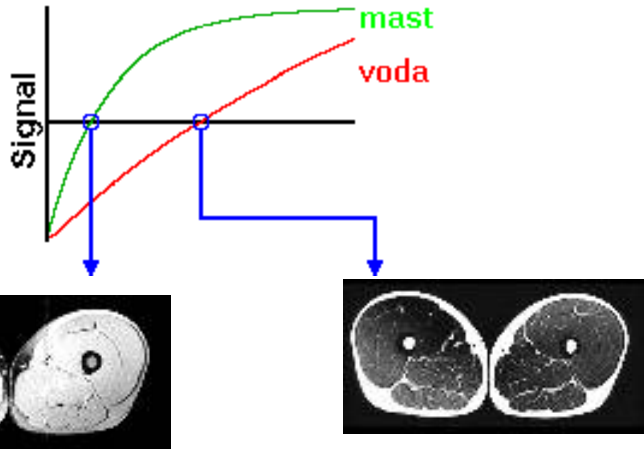
- zbog gibanja protona između pojedinih voxela za vrijeme snimanja
- zbog difuzijskog gibanja
- zbog prekrivanja malog signala signalom iz neželjenih struktura
- zbog preslabog signala ili ujednačenog signala u cijelom volumenu promatranja

pomoć:

- supresija signala struktura koje nas ne zanimaju (voda ili mast)
- snimanje uz dodatak paramagnetskih iona
- snimanje u intervalima periodičnog protoka ili izmijenjenim slijedovima pulseva



Kontrast zasićenjem

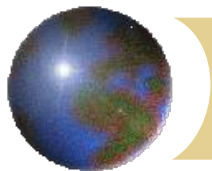


IR metoda

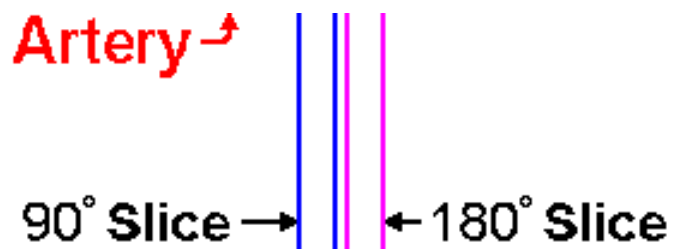
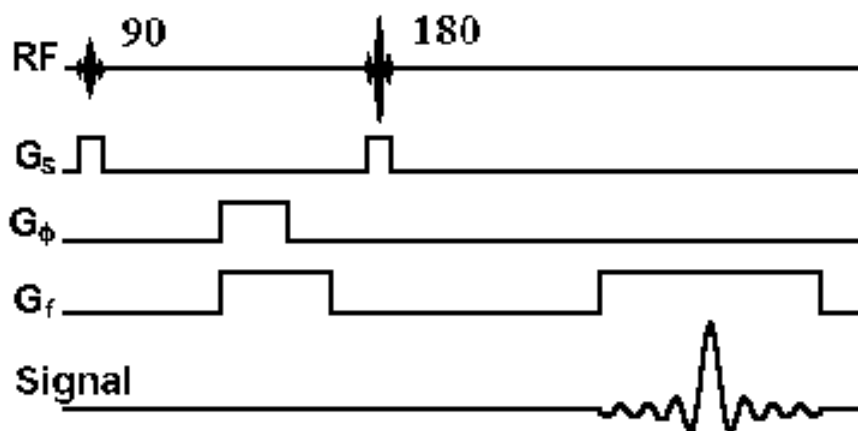
- - vrijeme TI je $T_1 \ln 2$ za T_1 vodika u masti ili u vodi
- mjere se samo vodici u drugom tkivu

SE metoda

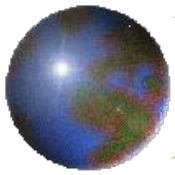
- selektivni saturacijski puls ima frekventni spektar kojim rezonira longitudinalne magnetizacija masti
- promijenjen prije standardne pulsne sekvence uzrokuje isčezavanje magnetizacije za mast
- gradijent faza poništava i transverzalnu magnetizaciju masti
- oslikavajuća sekvenca ne vidi mast



Oslikavanje protokom - - MRI angiografija



- angiografija- oslikavanje protoka krvi
- MRI snima protjecanje - intenzitet proporcionalan brzini protjecanja
- 1. uzbudni puls i sabirni puls nisu jednake frekvencije - oslikavaju druge presjeke u Z-smjeru - uz korektno TE
- vrijeme gledati će isti volumen krvi
- 2. uporaba bipolarnih gradijenata -
- ne vidi mirne protone - pojačava signal
- onih koji teku u smjeru gradijenta
- 3. kontrastno sredstvo - smanjuje T_1
- krvi u usporedbi s okolinim tkivom,
- pa se taj signal može zasiti



Uređaj za magnetsko oslikavanje

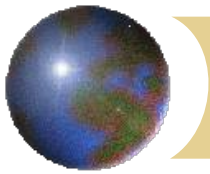
- jednakovrsne jezgre u različitim prostornim dijelovima uzorka imaju različite rezonancjske frekvencije - $\omega = \gamma (\mathbf{B}_0 + \mathbf{x} \mathbf{G}_x)$ - Lauterburow pokus-, ukoliko je polje nehomogeno
- različiti n volumena potrebno je n^2 podataka (n projekcija s n točaka)
- u MRI primjenjuju se **3** **gradijenta magnetskog polja**

$$G_x = \frac{dB}{dx} \quad G_y = \frac{dB}{dy} \quad G_z = \frac{dB}{dz}$$

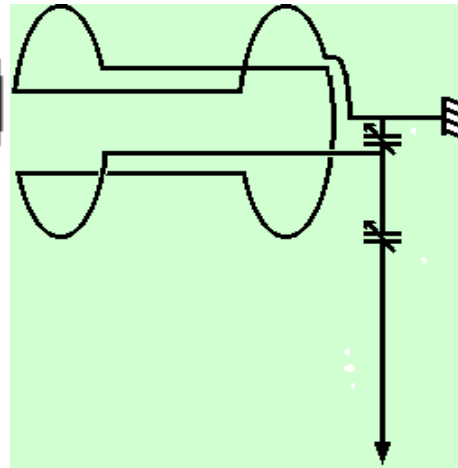
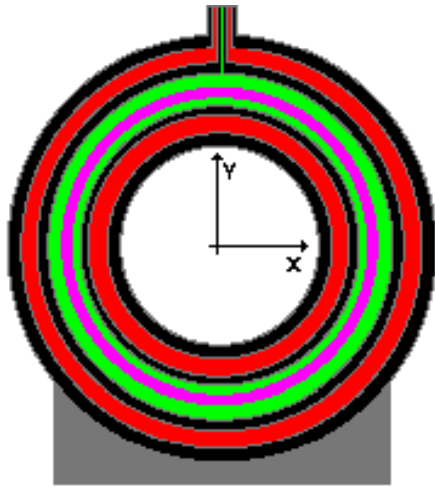
- u smjeru \mathbf{B}_0 polja odabire se sloj snimanja: da pobudi sloj u položaju $z=z_A$ nužan je puls B_1 polja frekvencije






$$\omega(z_A) = \gamma B(z_A)$$







- širina sloja određena je intervalom uzbudnih frekvencija i gradijentom G_z

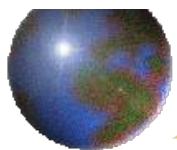


Dijelovi oslikavajućeg sustava



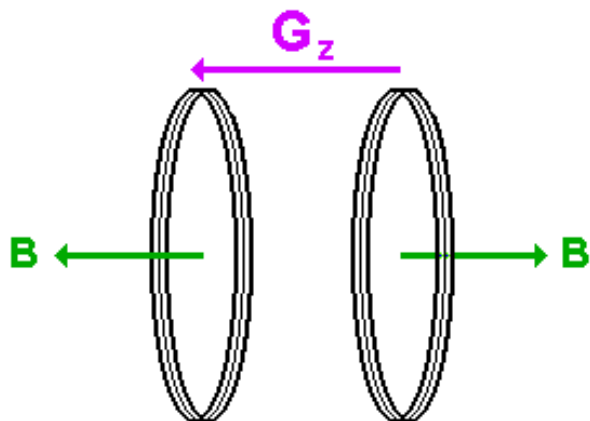
-  vakuum
-  tekući helij
-  tekući dušik
-  kućište
-  supravodljiva zavojnica

-  B_0 polje je orijentirano tako da se poklapa s duljom osi čovjeka
-  B_1 polje je u transverzalnoj ravnini
-  zavojnica RF polja za uzbudu ujedno je i detektor emitiranog signala
-  emitira i detektira određeno bijelo područje frekvencija
-  detektorske zavojnice različitih su oblika
-  tri sustava zavojnica grade gradijente magnetskog polja B_0 u smjeru X, Y i Z osi

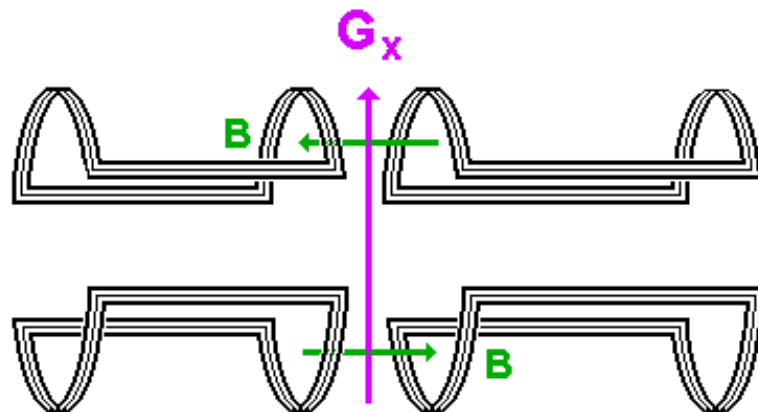


Tri osnovna gradijenta

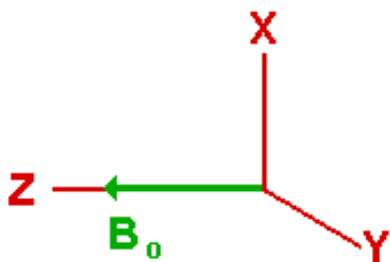
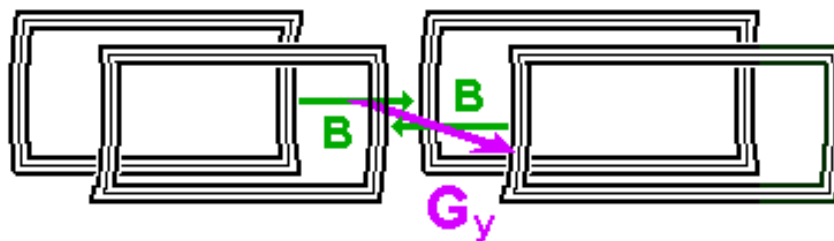
Z Gradient Coil

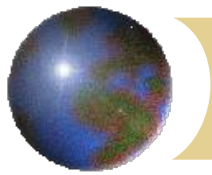


X Gradient Coil



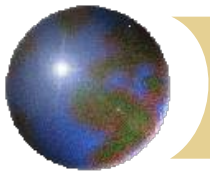
Y Gradient Coil





Značenje gradijenata magnetskog polja B_0

- ❑ **gradijent u smjeru Z-osi** upaljen za vrijeme inicijalnog RF- pulsa određuje tom u kojem su spinovi uzbuđeni
- ❑ debljina toma određena je strminom gradijenta i frekventnim rasponom RF-pulsa
- ❑ **gradijent u X-osi** upaljen je za vrijeme snimanja signala relaksacije, tako da frekvencija relaksacije postaje funkcija x koordinate
- ❑ **gradijent u Y-osi** se nakratko ali opetovano pali između dva RF-pulsa određujući faznu raspodjelu i rezoluciju u XY-ravnini; 128, 256, 512; to je $360/256 = 1,4^\circ$ fazni pomak
- ❑ tipični voxel je 2 mm debeo, a uz matricu od 512^2 ima površinu 1mm^2
- ❑ za B_0 od 1 T i Y- gradijent od 0,15 mT/cm frekventna rezolucija je 190 Hz



Spin-Echo

$$S = k \rho (1 - \exp(-TR/T_1)) \exp(-TE/T_2)$$

Inversion Recovery (180-90)

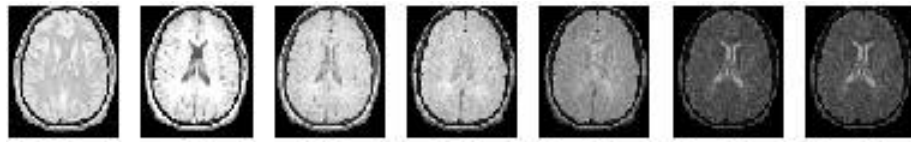
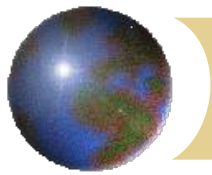
$$S = k \rho (1 - 2\exp(-TI/T_1) + \exp(-TR/T_1))$$

Inversion Recovery (180-90-180)

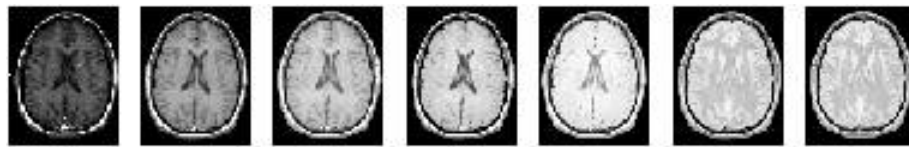
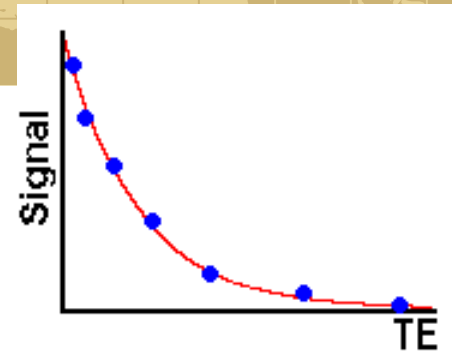
$$S = k \rho (1 - 2\exp(-TI/T_1) + \exp(-TR/T_1)) \exp(-TE/T_2)$$

Gradient Recalled Echo

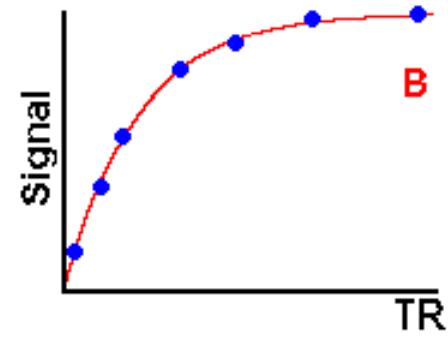
$$S = k \rho (1 - \exp(-TR/T_1)) \sin\theta \exp(-TE/T_2^*) / (1 - \cos\theta \exp(-TR/T_1))$$

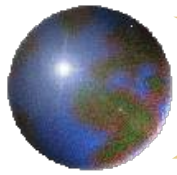


TE₁ TE₂ TE₃ TE₄ TE₅ TE₆ TE₇



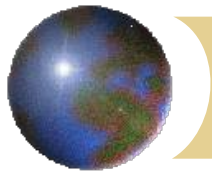
TR₁ TR₂ TR₃ TR₄ TR₅ TR₆ TR₇





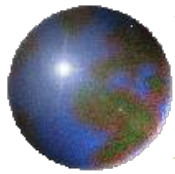
Svojstva i prednosti metode

- ❑ **slika** - raspodjela gustoće vodikovih jezgara
- ❑ **kontrast** - pojačan razlikama u T_1 ili u T_2
- ❑ **razlučivost** - određena strminom gradijenta magnetskog polja
- ❑ kosti su "prozirne" - vide se strukture iza njih
- ❑ možemo promatrati dinamičke procese
- ❑ fMRI - prati aktivaciju pojedinih centara u mozgu kod različitih aktivnosti

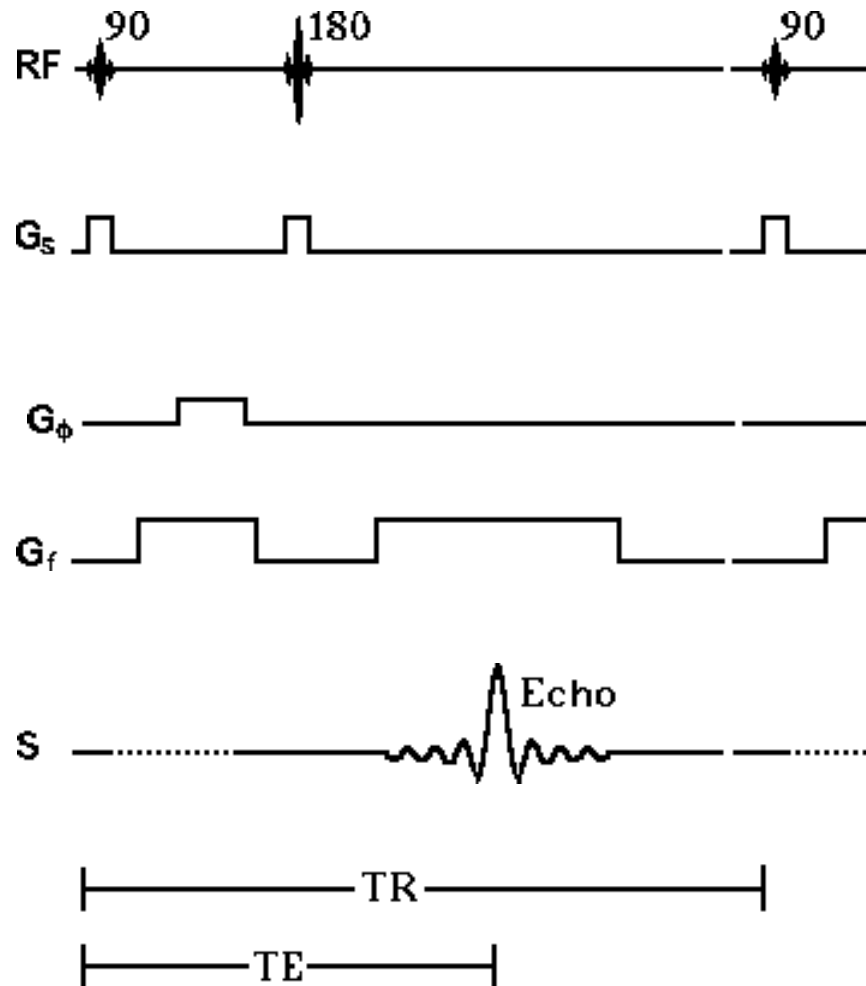


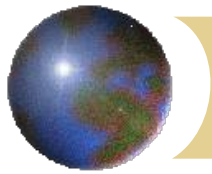
Faktori rizika

- ❑ promjenljiva magnetska polja induciraju električne struje iona u tkivima - preslabe su da bi uzrokovale štetne efekte aritmije ili lokalnog zagrijavanja
- ❑ statično magnetsko polje nema štetnog djelovanja na tijelo
- ❑ metoda je neinvanzivna
- ❑ metoda se ne primjenjuje na bolesnicima s metalnim implantatima (pacemaker, proteze)

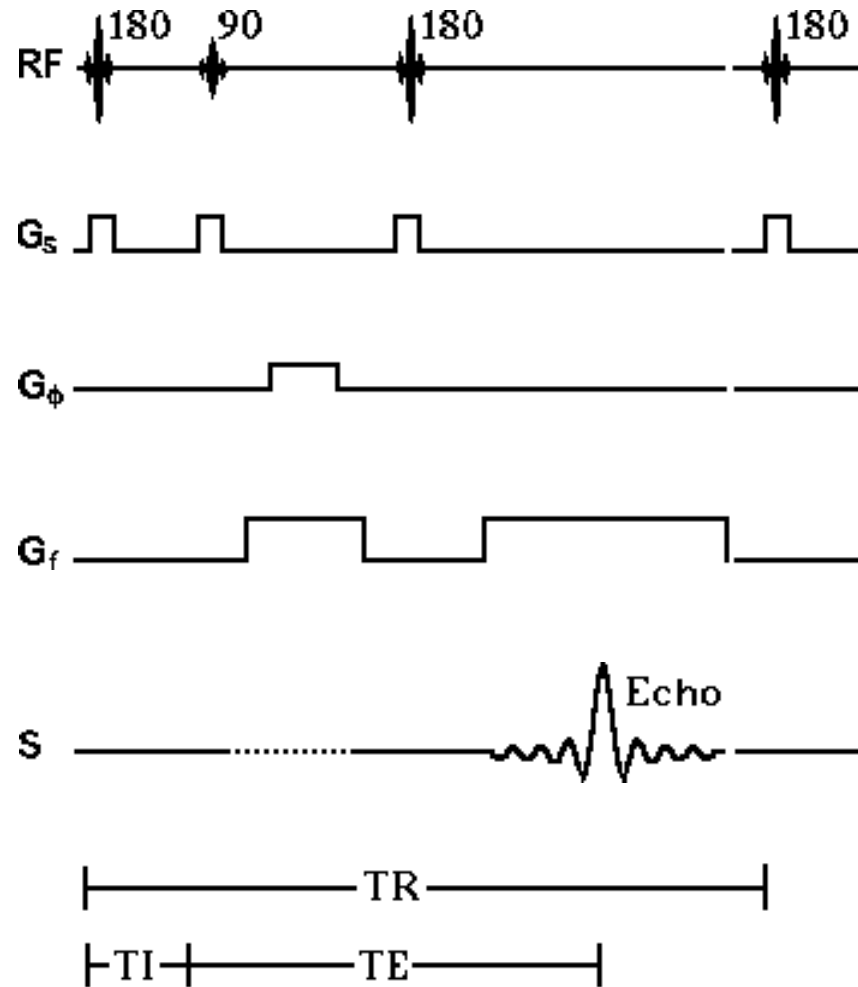


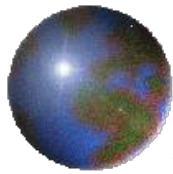
Spin echo imaging



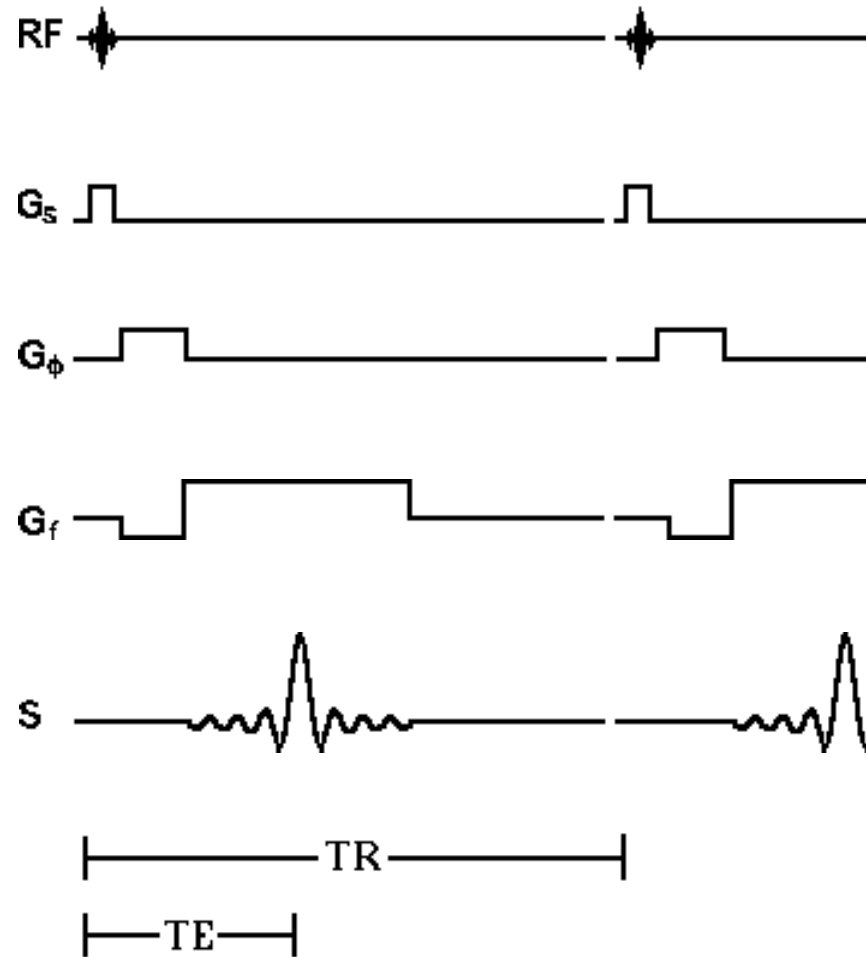


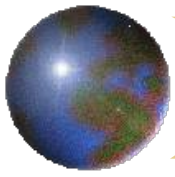
Inversion recovery



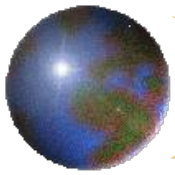


Gradient Recalled Echo Imaging

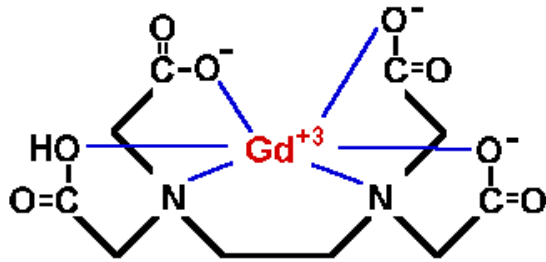




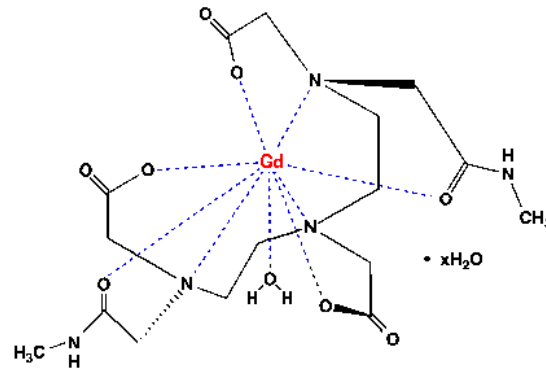
Aksijalna projekcija



Gd-EDTA



gadodiamide



mangafodipir trisodium

