

Mágneses rezonancia (MR, MRI, NMR)

Bloch, Purcell 1946, Nobel díj 1952.

Mágneses momentum



spin (kvantum mechanika)

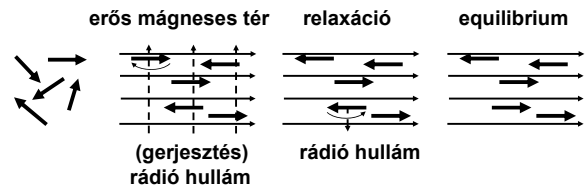
- Protonok és Neutronok száma páros: 0 spin (^4He , ^{12}C , ... = 0),
- P és N száma páratlan: egész spin (^2H : 1, ^{10}B : 3, ...),
- P + N páratlan: egész + fél spin (^1H , ^{15}N : 1/2, ^{17}O : 5/2).

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

1

Mágneses térben a mágneses momentum az erővonalakkal csak meghatározott szöget zárhat be. Különböző irányokhoz – pl. párhuzamos és antipárhuzamos – különböző energia szint tartozik.



Föld mágnesség: egyenlítőn 0.3 G – a sarkokon 0.7 G

MR: 1 – 15 KG = 0.1 – 1.5 T

1 T (Tesla) = 10^4 G (Gauss)

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

2

Szoba hőmérsékleten a párhuzamos spinű tracer (proton) relatív többlete kb. 10^{-6} nagyságrendű (Boltzmann statisztika).



párhuzamos
alacsony energia szint



antipárhuzamos
magas energia szint

A két energia szint különbsége E.

$E = h \gamma B$ h a Planck féle állandó
 γ a giromágneses együttható
 B a mágneses térerősség

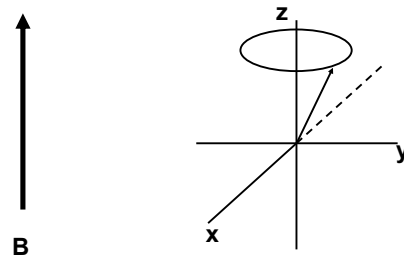
γ = impulzus momentum / mágneses momentum

Larmor frekvencia: $\nu = \gamma B$, ^1H esetén 42.58 MHz / T.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

3



Larmor frekvencia: $\nu = \gamma B$, ^1H esetén 42.58 MHz / T.

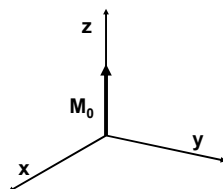
Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

4

Makroszkopikus tárgyalás

Spin csomag: egy kis térrészben lévő spin-ek összessége.
Mágnesezettségi vektor: a spin csomagban lévő spin-ek által képviselt eredő mágneses momentum.

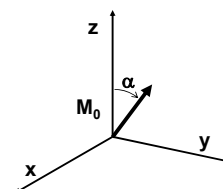


Mutasson a mágneses tér a z tengely irányába, ekkor nyugalmi állapotban a mágnesezettségi vektor (M_0) a z tengely irányába mutat.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

5



Larmor frekvenciájú rádió hullámmal forgatónyomatékot tudunk gyakorolni a mágnesezettségi vektorra, ennek hatására a mágnesezettségi vektor elfordul.

Az elfordulás a rádió hullámok terjedési irányára merőleges síkban történik, az elfordulás szöge arányos a rádió hullám amplitúdójával és a kibocsátás idejével (RF pulzus).

RF α : a mágnesezettségi vektort α -val forgató pulzus.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

6

Megfelelő pulzus alkalmazásával elérhető, hogy a mágneszettségi vektor z komponense 0 (RF90) vagy $-M_0$ (RF180) legyen.

A rendszert magára hagyva a mágneszettségi vektor fokozatosan visszatér az eredeti állapotába:

RF90 esetén $M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$

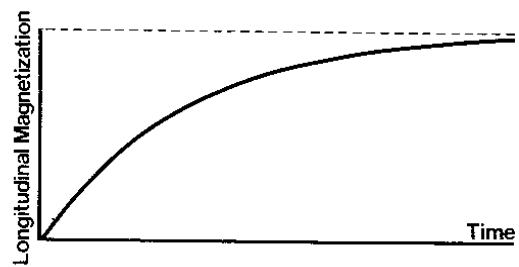
RF180 esetén $M_z = M_0 (1 - 2e^{-t/T_1})$

T_1 : longitudinális relaxációs idő
(spin lattice relaxation time) kb. 300-2000 ms

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

7

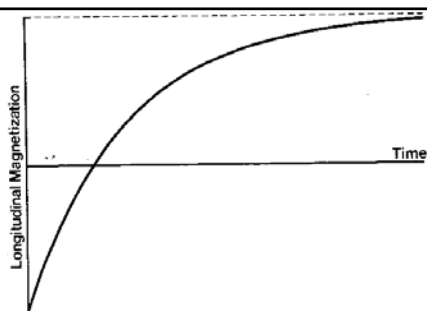


A longitudinális relaxáció RF90 esetén T_1 görbe

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

8

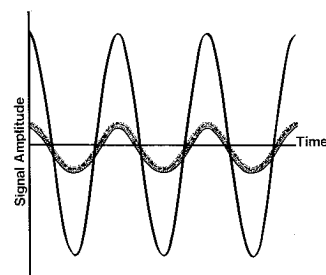


A longitudinális relaxáció RF180 esetén T_1 görbe

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

9

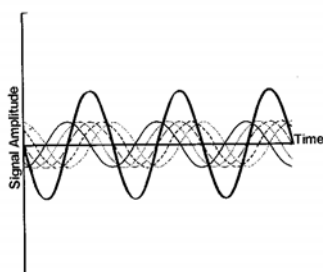


Öt azonos fázisban lévő sin függvény összege

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

10

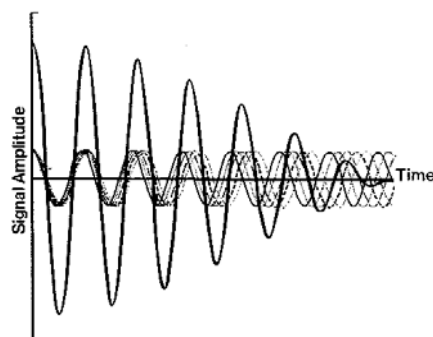


Öt különböző fázisban lévő sin függvény összege

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

11



Öt kezdetben azonos fázisban induló, de eltérő frekvenciájú sin függvény összege

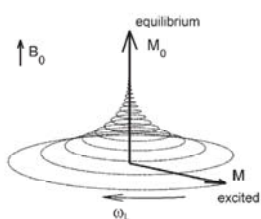
Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

12

Ha a mágneszettségi vektor szöget zár be a z tengellyel, akkor a z tengely körül Larmor frekvenciával precessziós mozgást végez (pörgettyű forgatónyomaték hatása alatt), miközben a z-re merőleges komponense (M_{xy}) fokozatosan csökken, ezt a jelet tudjuk mérni:

$$M_{xy} = M_{xy0} e^{-t/T_2}$$



T_2 : transzverzális relaxációs idő (spin-spin relaxation time).

$$T_2 \ll T_1$$

T_2 kb. 30 – 150 ms

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

13

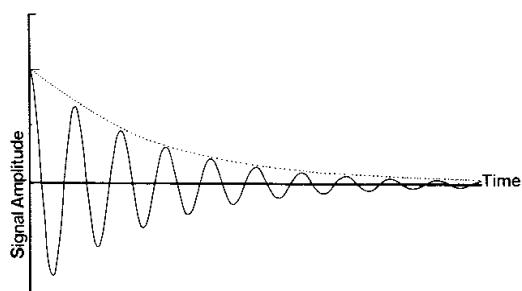
A kezdetben azonos fázisban precesszáló spin-ek a lokálisan kissé eltérő mágneses térerősség hatására „kiesnek” a fázisból, és a továbbiakban már nem erősítik egymás hatását annyira.

T_1 és T_2 a spin környezetének fizikai, kémiai tulajdonságaitól függ.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

14

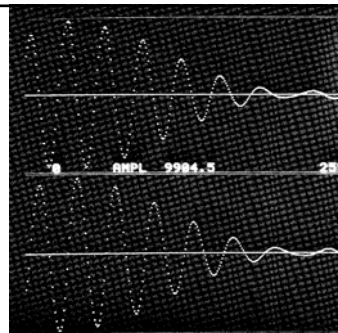


A mérhető jel elméleti alakja
 T_2 görbe

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

15

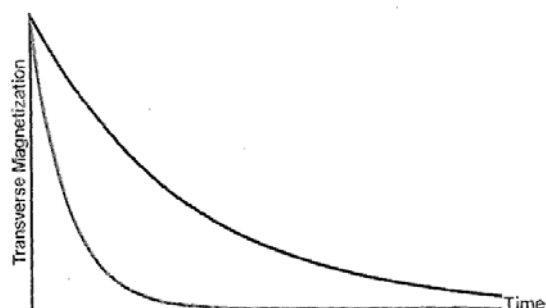


Valódi mért jel
 T_2 görbe

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

16



Különböző T_2 görbék
azonos proton sűrűség esetén

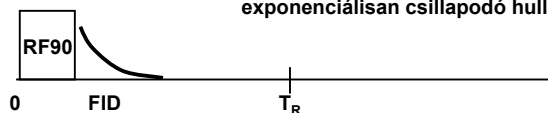
Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

17

90-FID szekvencia:

(FID – Free Induction Decay):
exponenciálisan csillapodó hullám.

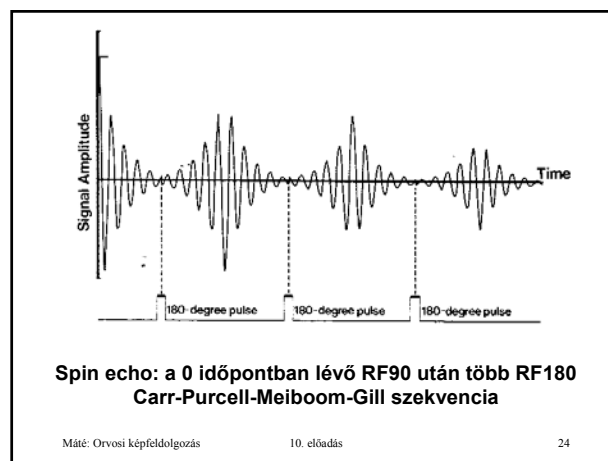
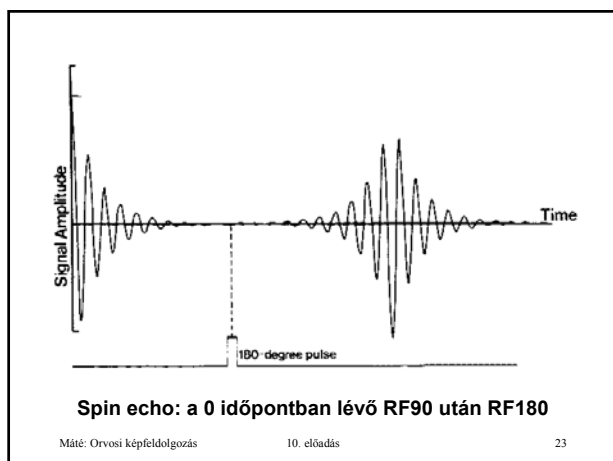
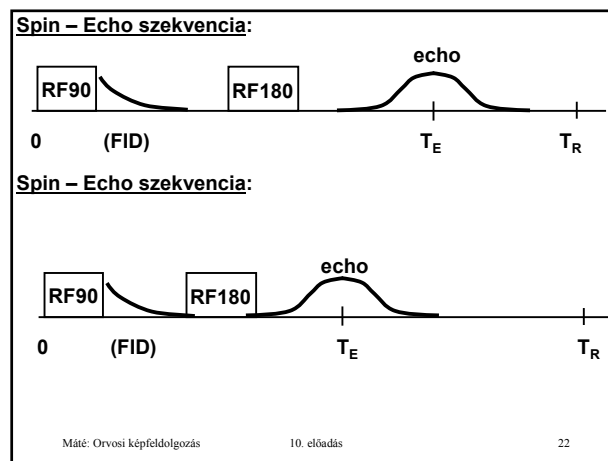
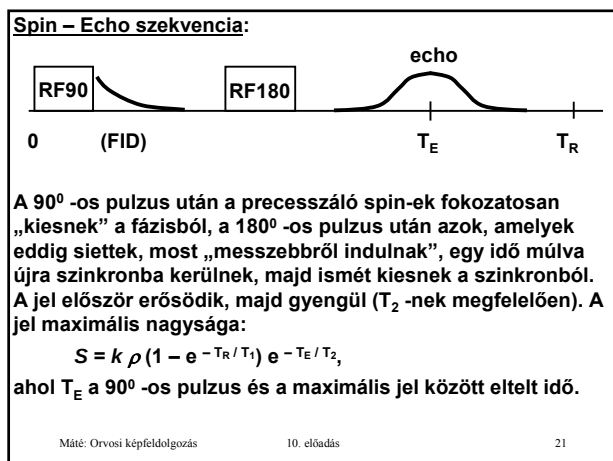
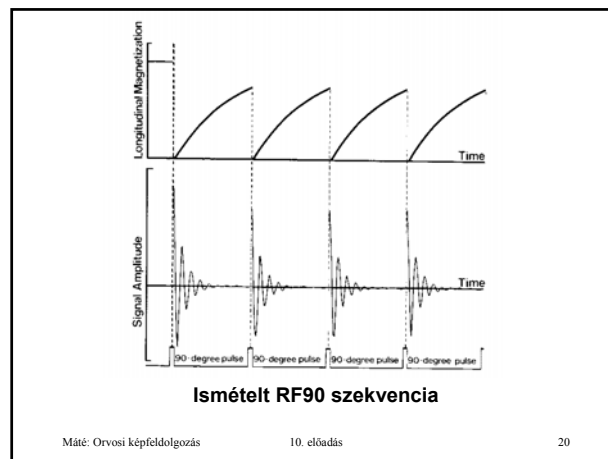
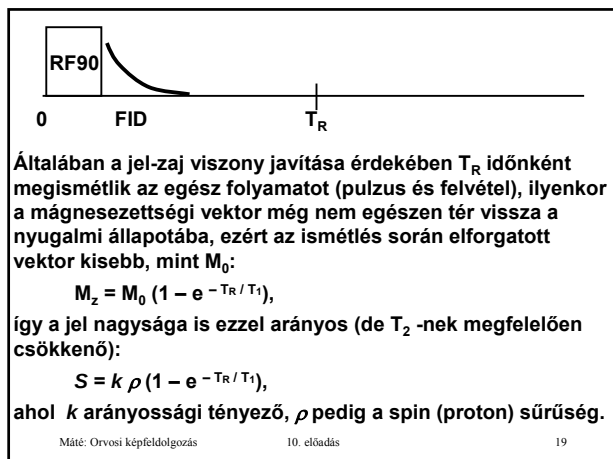


A nyugalmi állapothoz történő visszatéréskor energia szabadul fel, ez az energia Larmor frekvenciájú rádió hullám formájában kisugárzódik

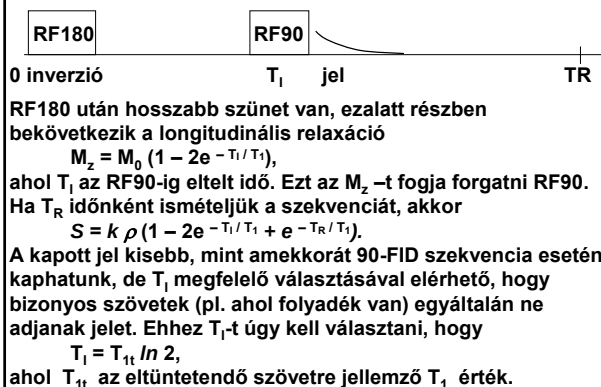
Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

18



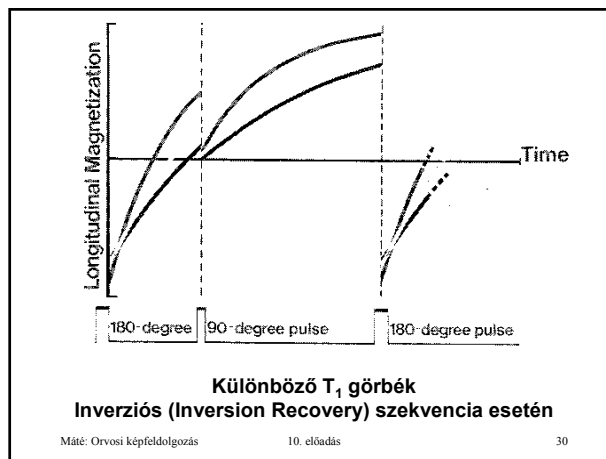
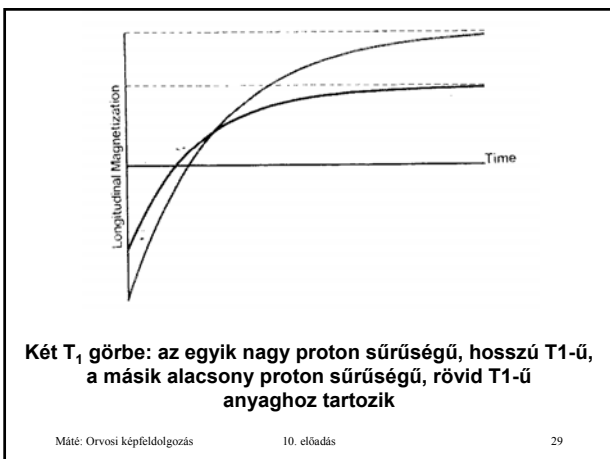
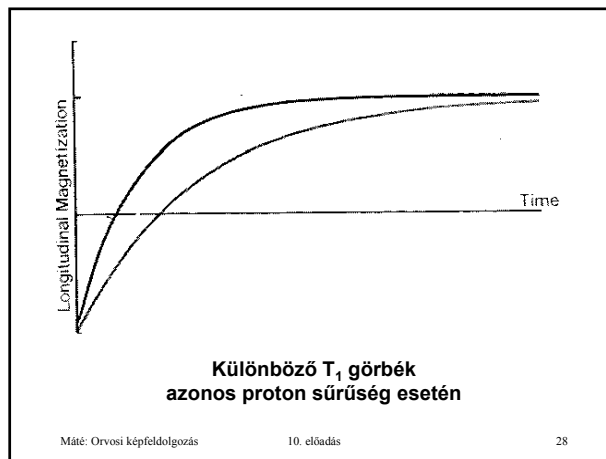
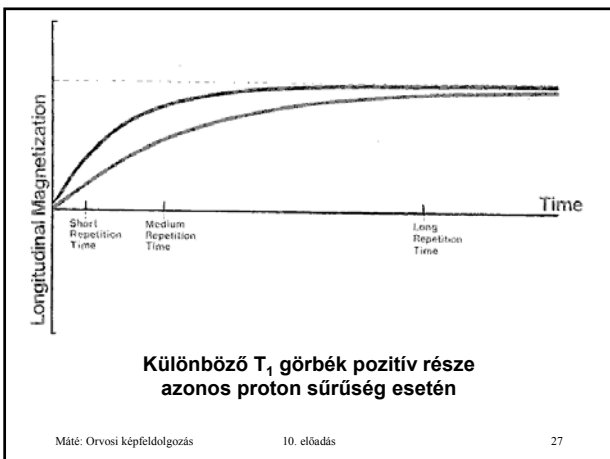
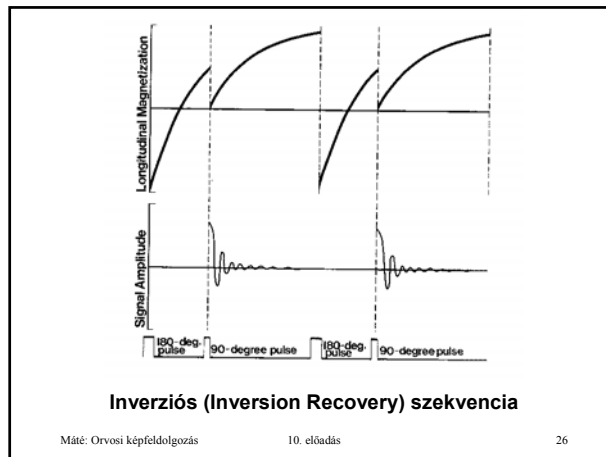
Inverziós (Inversion Recovery) szekvencia:



Máté: Orvosi képfeldolgozás

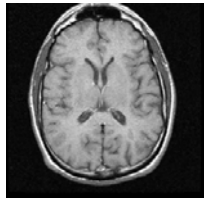
10. előadás

25



Ha TR rövid, akkor nem telik el elég idő, hogy bizonyos szövetek longitudinális magnetizációja visszaálljon (T1 relatív hosszú).

Ha TE is rövid vagy nincs, akkor a T2 különbségek nem érvényesülnek. Ebben az esetben T1 súlyozott képet kapunk.



T1 súlyozott kép

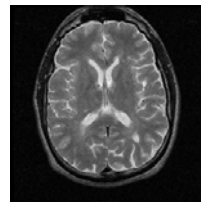
Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

31

Ha TR hosszú, akkor a T1 relaxációban nem találunk jelentős különbséget az egyes szövetek között.

Ha TE hosszú, akkor a T2 relaxációban lényeges különbségek jelentkeznek. Ebben az esetben T2 súlyozott képet kapunk.



T2 súlyozott kép

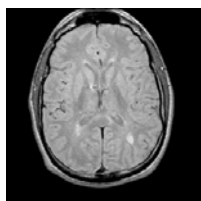
Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

32

Ha TR hosszú, akkor a T1 relaxációban nem találunk jelentős különbséget az egyes szövetek között.

Ha TE is rövid vagy nincs, akkor a T2 különbségek sem érvényesülnek. A rögzített jel csak a proton sűrűségétől függ. Ebben az esetben proton density súlyozott képet kapunk.

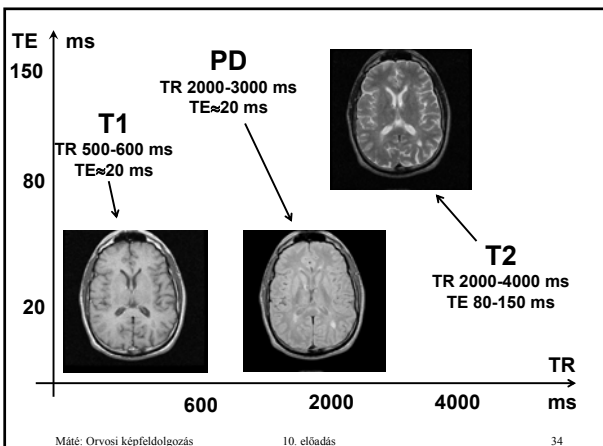


Spin (proton) sűrűség kép

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

33



Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

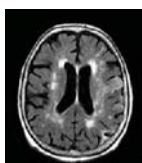
34

FLAIR (Free Liquid Attenuated Inversion Recovery)

A FLAIR olyan inverziós szekvenciával készült T2 kép, amelynél az RF180 impulzus után addig várunk, amíg a folyadékokban a mágneszettség értéke 0, és akkor adjuk ki RF90-et. Ekkor a folyadék nem ad jelet.



T2



FLAIR

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

35

A hely meghatározás elve

Gradiens mágneses mező:

Olyan G_x , G_y , G_z inhomogén mágneses mező, amelyben a térerő a megfelelő koordináta értékével arányos. Egy ilyen mágneses mezőt hozzáadva a B mágneses mezőhöz a Larmor frekvencia értéke a helytől függően megváltozik, pl.:

$$\nu_x = \gamma (B + x G_x).$$

Ezt többszörösen kihasználhatjuk.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

36

Metszet kiválasztás (szelekció):

Alkalmazzuk pl. $G_z -t$ a $\gamma (B + z_0 G_z)$ frekvenciájú pulzus idején. Erre a pulzusra csak a $z = z_0$ síkban lévő spin-ek fognak reagálni (rezonancia), tehát felvételnél csak ebből a síkból kapunk majd jelet.

Felvétel közben alkalmazzuk pl. $G_x -t$, ekkor csak az $x = x_0$ síkban lévő spin-ek adnak $\gamma (B + x_0 G_x)$ frekvenciájú jelet.

Ezt és a metszet kiválasztását figyelembe véve a jel a $z = z_0$ és az $x = x_0$ által meghatározott egyenesen lévő spin-ekből származik (vetület).

Fourier transzformációval szét tudjuk választani a különböző frekvenciájú (különböző x koordinátájú egyenesekről érkező) jeleket, tehát a $z = z_0$ metszet 0 szögű vetülete megkapható.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

37

Visszavetítéses leképezés:

G_x helyett $G_x \cos(\vartheta) + G_y \sin(\vartheta) -t$ alkalmazva a ϑ szögű vetülethez juthatunk. A vetületek ismeretében a rekonstrukciós eljárások segítségével határozható meg maga a metszet.

A három gradiens mágneses mező megfelelő súlyozásával tetszőleges irányú gradiens hozható létre, tehát tetszőleges sík metszet szelektálható, és rekonstruálható, nem csak transzverzális.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

38

Fázis kódolás (phase encoding):

n -szer ismétéljük a szekvenciát (n általában 128 vagy 256). A k . ismétlésnél a metszet kiválasztása után $G_y \cdot k / n$ fázis kódoló gradienst alkalmazunk: ahol nagyobb a térerő, ott nagyobb a Larmor frekvencia, ott a precessió fázisa szét van szétválasztva.

Minden ismétlésnél más jelet kapunk. Az így nyert jelekből meghatározható, hogy melyik pont milyen mértékben járul hozzá a vetület értékéhez, tehát meghatározható maga a voxel érték.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

39

Több metszet egyidejű leképezése (multi slice imaging)

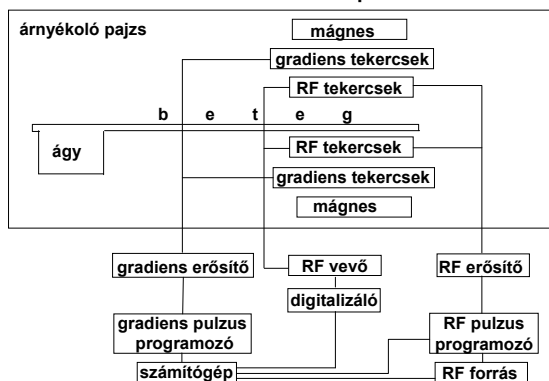
Az egyes szekvenciák hasznos része általában sokkal rövidebb, mint a szekvencia ismétlési ideje. A metszet leképezéséhez kihasználatlan idő szomszédos metszetek leképezésére használható. Amikor az első metszet jelének főlvétele befejeződött, akkor indítható a második metszet szelekciója, stb.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

40

MRI készülék elvi felépítése

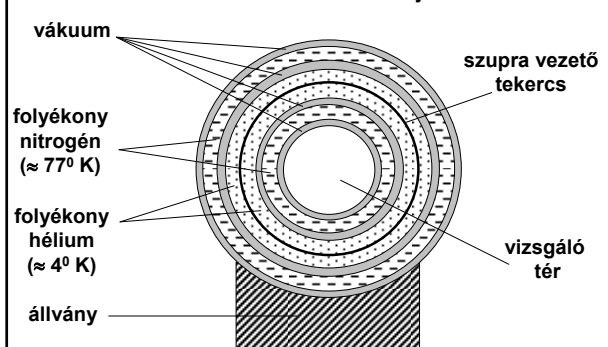


Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

41

MRI készülék vázlatos rajza



Máté: Orvosi képfeldolgozás

10. előadás

42