

Magnetická rezonance (2)

J. Kybic, J. Hornak¹, M. Bock, J. Hozman

2008–2013

¹<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

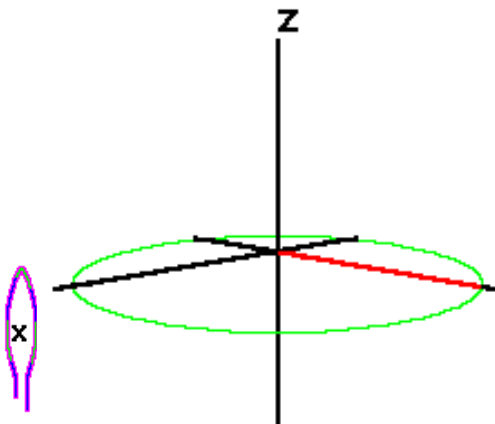
Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

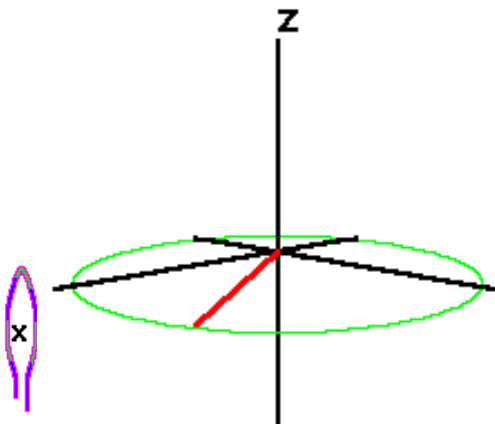
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



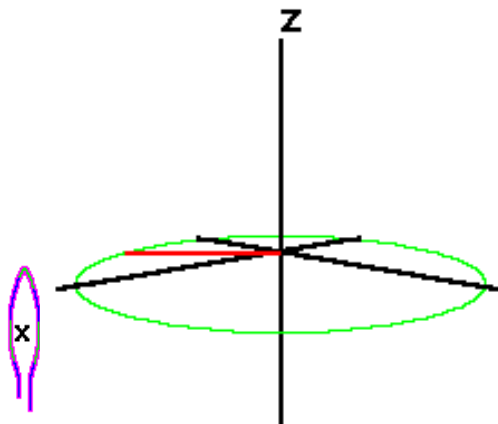
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



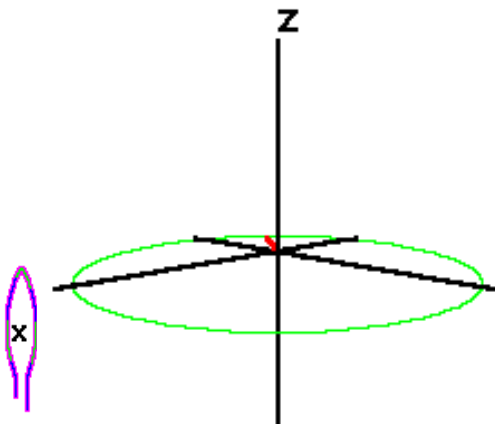
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



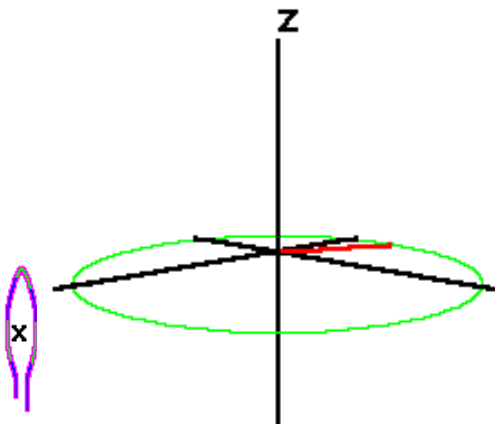
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



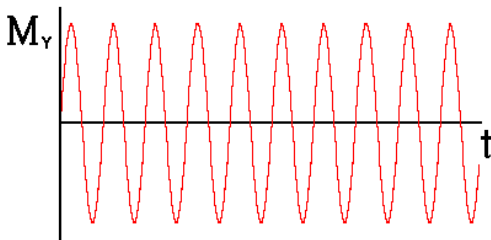
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



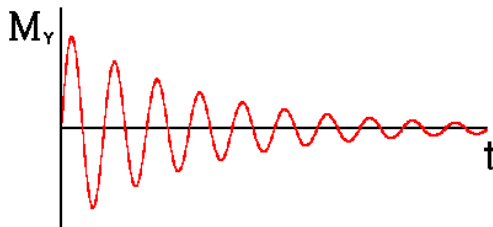
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud
- Proud má sinusový průběh



Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud
- Proud má sinusový průběh
- Amplituda exponenciálně klesá (T_2^*)

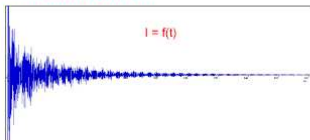


Free induction decay

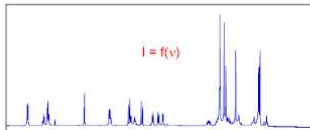
Fyzikální základy - pokračování

FID (pokračování)

- V reálném vzorku je mnoho spinových systémů, jejichž frekvence jsou odlišné od frekvence B_1 (*carrier frequency*). Protože jsme efektivně excitovali všechny tyto spiny, dostaneme kombinaci signálů a různé frekvence
Free Induction Decay (FID):



- Po zpracování Fourierovou transformací dostaneme:



NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

NMR sekvence

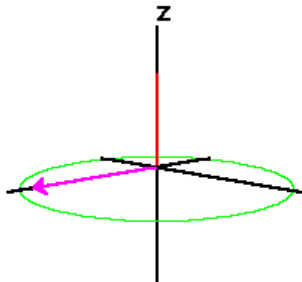
Časová posloupnost

- excitačních pulsů
- změn magnetického pole
- intervalů snímání signálu

sloužící pro získání dat/obrazu.

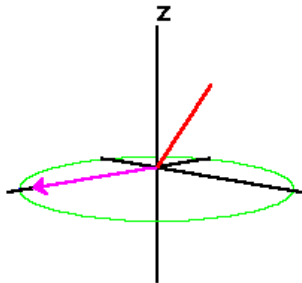
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí **M** do roviny xy



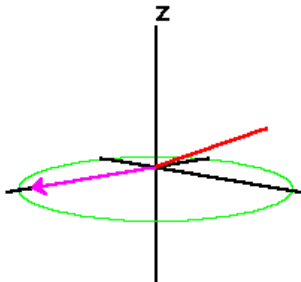
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí **M** do roviny *xy*



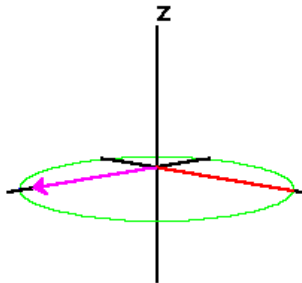
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí **M** do roviny xy



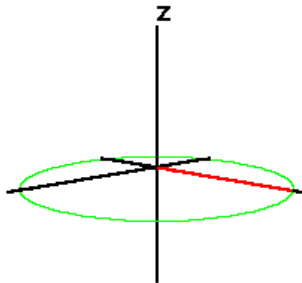
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí **M** do roviny xy



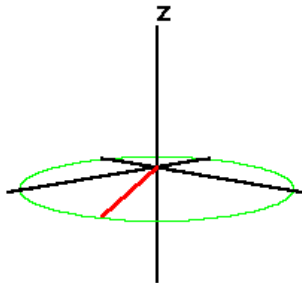
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí \mathbf{M} do roviny xy
- Magnetizace \mathbf{M} začne rotovat okolo z (precese)



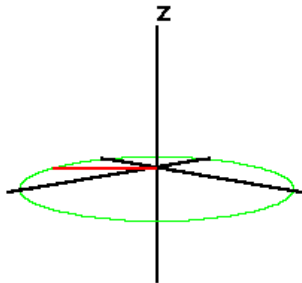
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí \mathbf{M} do roviny xy
- Magnetizace \mathbf{M} začne rotovat okolo z (precese)



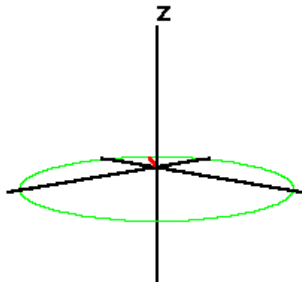
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí **M** do roviny *xy*
- Magnetizace **M** začne rotovat okolo *z* (precese)



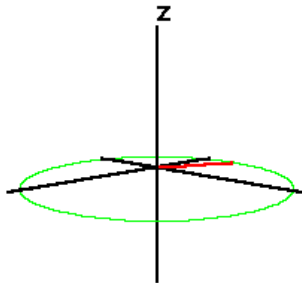
90° FID sekvence

- 90° impuls překlopí **M** do roviny *xy*
- Magnetizace **M** začne rotovat okolo *z* (precese)



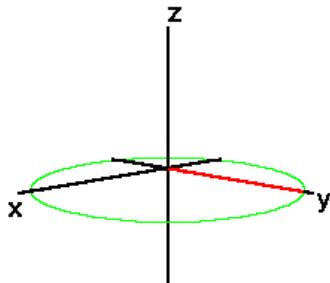
90° FID sekvence

- 90° impuls překlopí **M** do roviny *xy*
- Magnetizace **M** začne rotovat okolo *z* (precese)



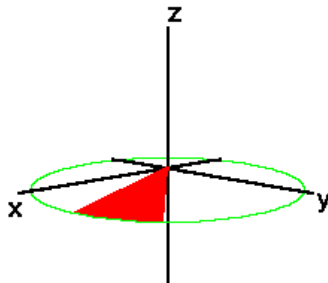
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí \mathbf{M} do roviny xy
- Magnetizace \mathbf{M} začne rotovat okolo z (precese)
- Amplituda \mathbf{M} bude exponenciálně klesat (FID)



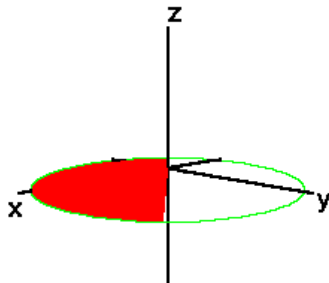
90° FID sekvence

- 90° impuls překlopí \mathbf{M} do roviny xy
- Magnetizace \mathbf{M} začne rotovat okolo z (precese)
- Amplituda \mathbf{M} bude exponenciálně klesat (FID)



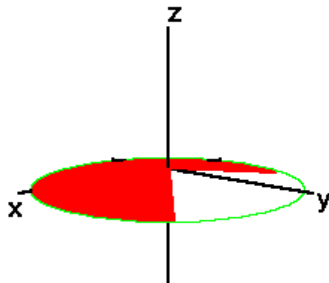
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí \mathbf{M} do roviny xy
- Magnetizace \mathbf{M} začne rotovat okolo z (precese)
- Amplituda \mathbf{M} bude exponenciálně klesat (FID)



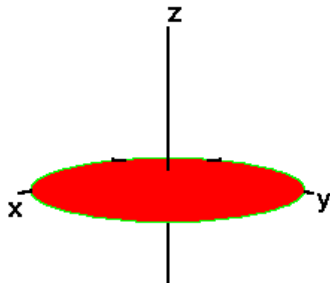
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí \mathbf{M} do roviny xy
- Magnetizace \mathbf{M} začne rotovat okolo z (precese)
- Amplituda \mathbf{M} bude exponenciálně klesat (FID)



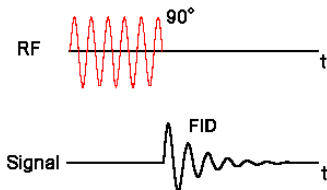
90° FID sekvence

- 90° impuls překlápí \mathbf{M} do roviny xy
- Magnetizace \mathbf{M} začne rotovat okolo z (precese)
- Amplituda \mathbf{M} bude exponenciálně klesat (FID)



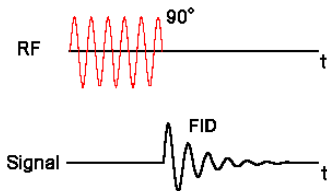
90° FID sekvence

- 90° impuls překlopí **M** do roviny xy
- Magnetizace **M** začne rotovat okolo z (precese)
- Amplituda **M** bude exponenciálně klesat (FID)
- Časový diagram



90° FID sekvence

- 90° impuls překlopí **M** do roviny *xy*
- Magnetizace **M** začne rotovat okolo *z* (precese)
- Amplituda **M** bude exponenciálně klesat (FID)
- Časový diagram



Sekvenci opakujeme s periodou T_R (repetition time).

90° FID sekvence (2)

Intenzita signálu naměřená po vyslání pulzu

$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right)$$

závisí na relaxaci v ose z , která je dána časem T_R od předchozího sklopení vektoru magnetizace do roviny xy konstantou (T_1)

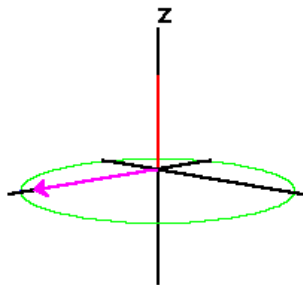
S — intenzita signálu

ρ — hustota spinů

T_R — perioda opakování ($T_R > T_2$)

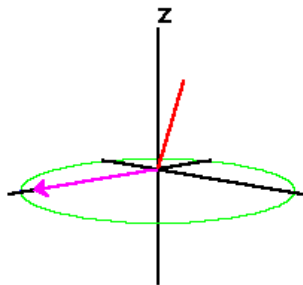
Spin-echo sekvence

- 90° impuls



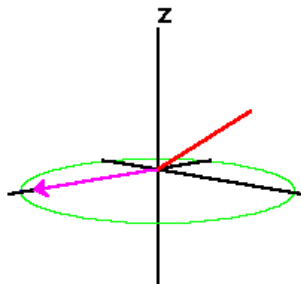
Spin-echo sekvence

- 90° impuls



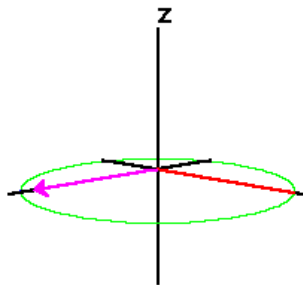
Spin-echo sekvence

- 90° impuls



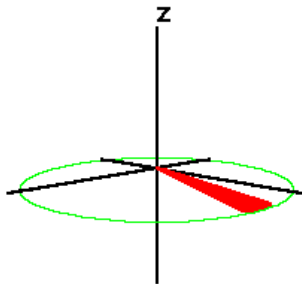
Spin-echo sekvence

- 90° impuls



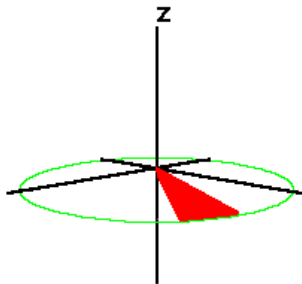
Spin-echo sekvence

- 90° impuls
- Spiny se začnou rozfázovávat



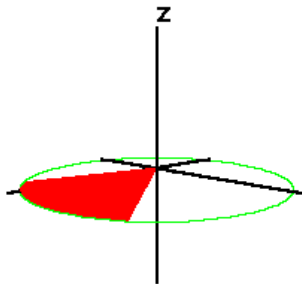
Spin-echo sekvence

- 90° impuls
- Spiny se začnou rozfázovávat



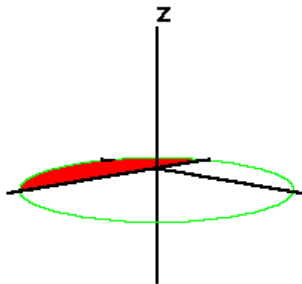
Spin-echo sekvence

- 90° impuls
- Spiny se začnou rozfázovávat



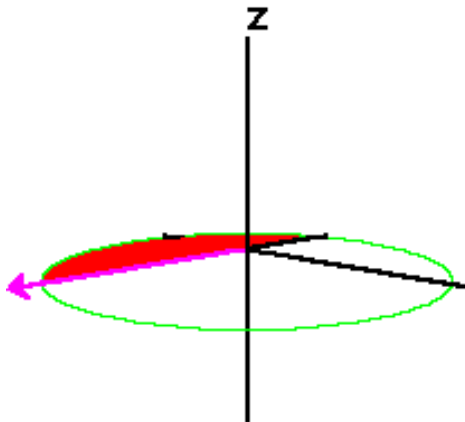
Spin-echo sekvence

- 90° impuls
- Spiny se začnou rozfázovávat



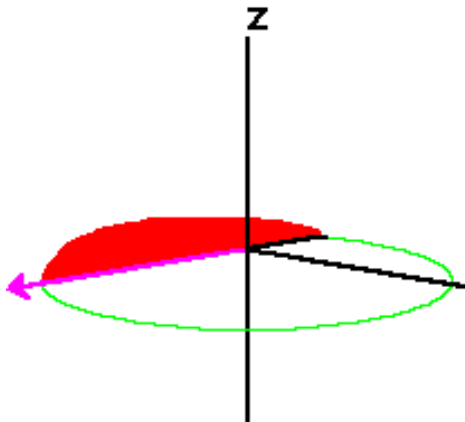
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'



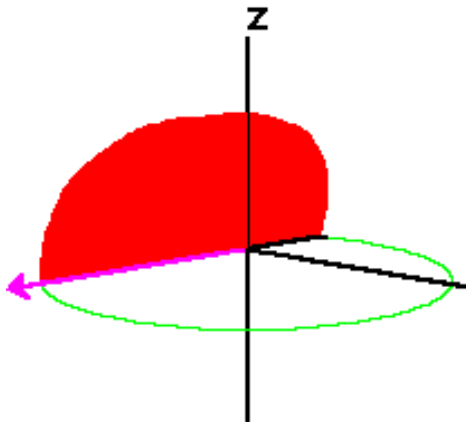
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'



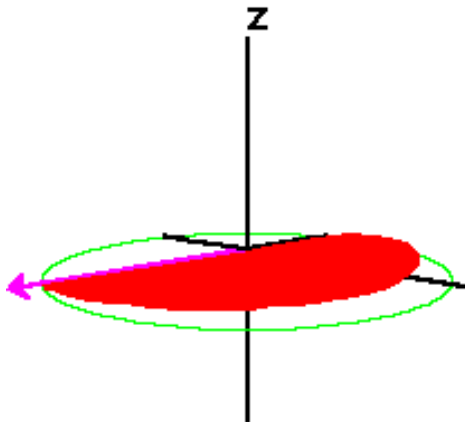
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'



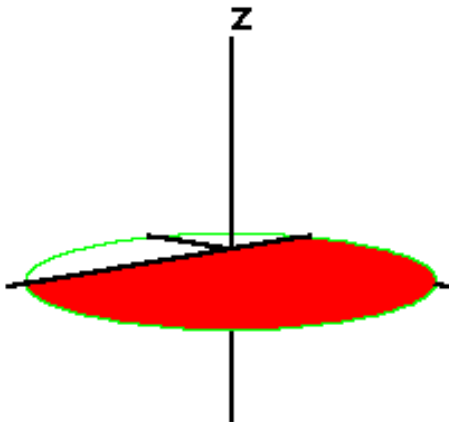
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'



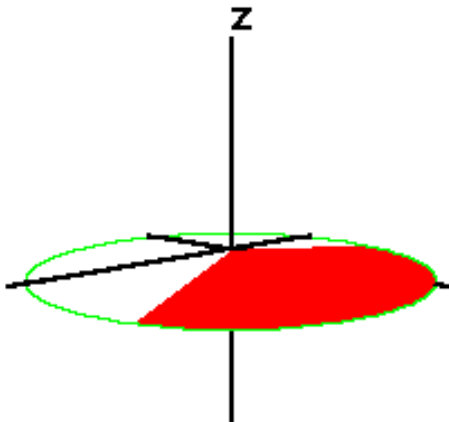
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'
- Dojde k resynchronizaci (fáze vůči f změní znaménko, pomaleji rotující spiny teď budou napřed a naopak)
- Vzniká signál zvaný echo



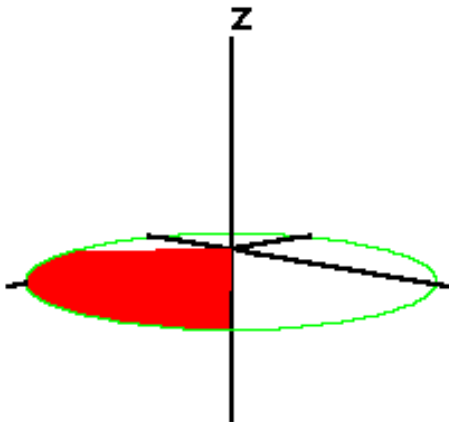
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'
- Dojde k resynchronizaci (fáze vůči f změní znaménko, pomaleji rotující spiny teď budou napřed a naopak)
- Vzniká signál zvaný echo



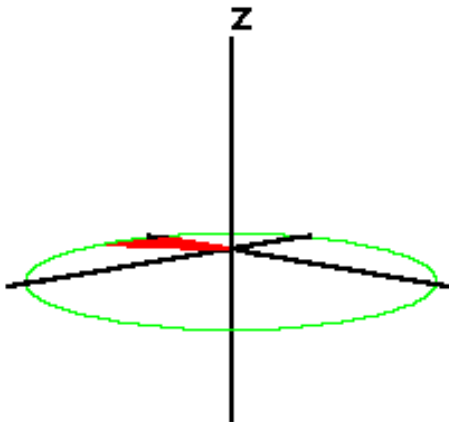
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'
- Dojde k resynchronizaci (fáze vůči f změní znaménko, pomaleji rotující spiny teď budou napřed a naopak)
- Vzniká signál zvaný echo



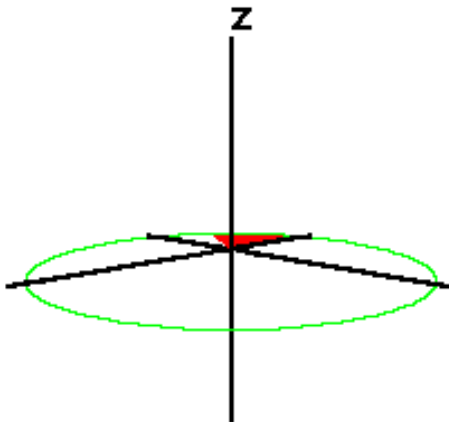
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'
- Dojde k resynchronizaci (fáze vůči f změni znaménko, pomaleji rotující spiny teď budou napřed a naopak)
- Vzniká signál zvaný echo



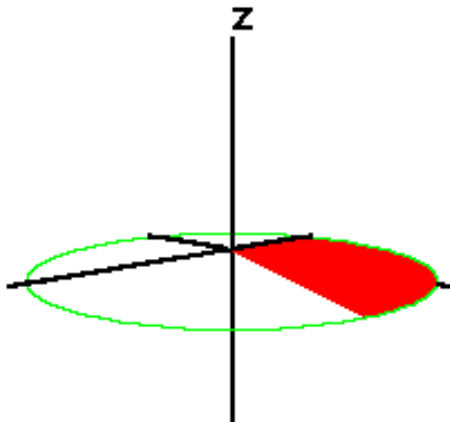
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'
- Dojde k resynchronizaci (fáze vůči f změní znaménko, pomaleji rotující spiny teď budou napřed a naopak)
- Vzniká signál zvaný echo



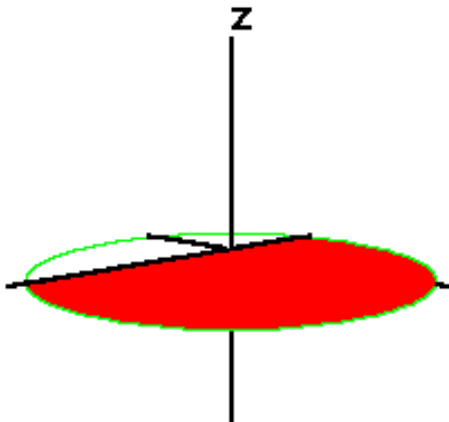
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'
- Dojde k resynchronizaci (fáze vůči f změní znaménko, pomaleji rotující spiny teď budou napřed a naopak)
- Vzniká signál zvaný echo



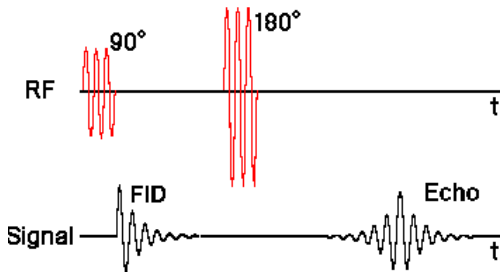
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'
- Dojde k resynchronizaci (fáze vůči f změní znaménko, pomaleji rotující spiny teď budou napřed a naopak)
- Vzniká signál zvaný echo



Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'
- Dojde k resynchronizaci (fáze vůči f změní znaménko, pomaleji rotující spiny teď budou napřed a naopak)
- Vzniká signál zvaný echo
- Časový diagram



Spin-echo sekvence (3)

Intenzita signálu

$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

S — intenzita signálu

ρ — hustota spinů

T_R — perioda opakování

T_E — čas mezi 90° pulsem a čtením

T_1 — konstanta relaxace spin-mřížka

T_2 — konstanta relaxace spin-spin

volbou T_R a T_E určujeme vliv T_1 a T_2 na výslednou intenzitu

Spin-echo sekvence — kompenzace T_2^+

připomenutí: celková ztráta synchronizace spinů popsaná konstantou T_2^* má dvě příčiny, spin-spin relaxaci (T_2) a nehomogenitu pole (T_2^+)

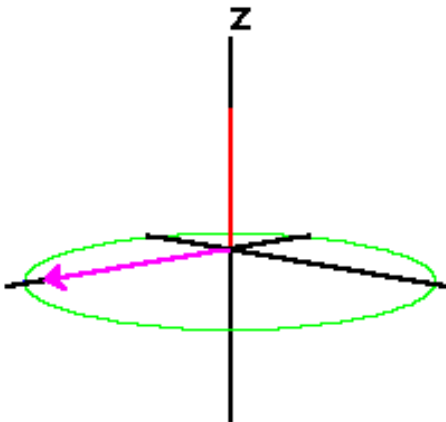
$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2^+}$$

resynchronizace echo pulzem koriguje pouze ztrátu způsobenou nehomogenitou pole (T_2^+ -relaxace) a umožňuje měřit čistou T_2

- homogenní NMR vzorek $\rightarrow T_2^+ \gg T_2 \rightarrow T_2^* \sim T_2$
- tkáně zobrazované MRI $\rightarrow T_2^+ < T_2 \rightarrow T_2^* < T_2$

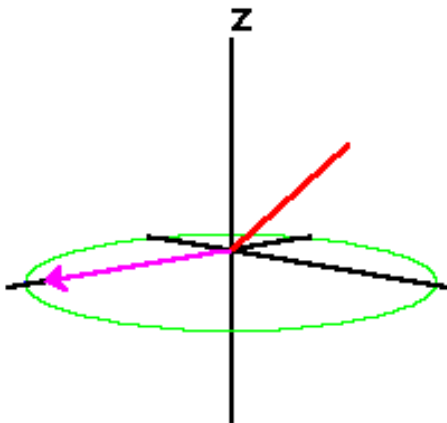
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$



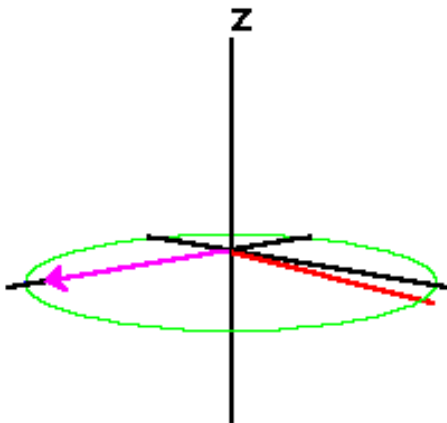
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$



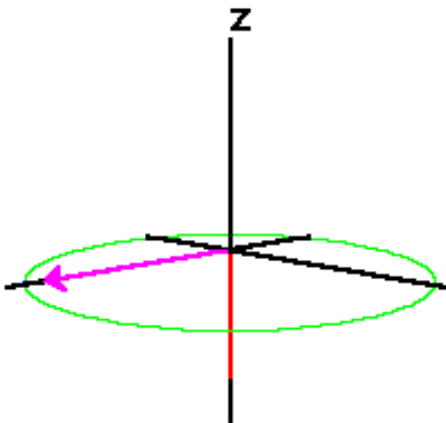
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$



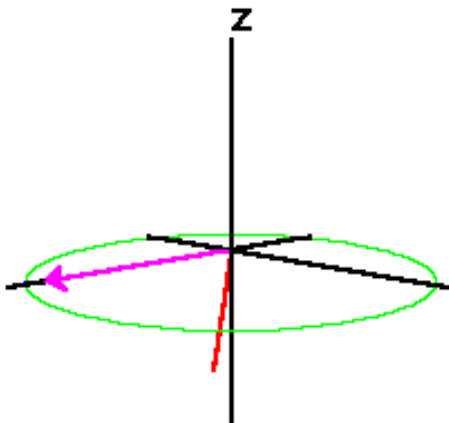
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$



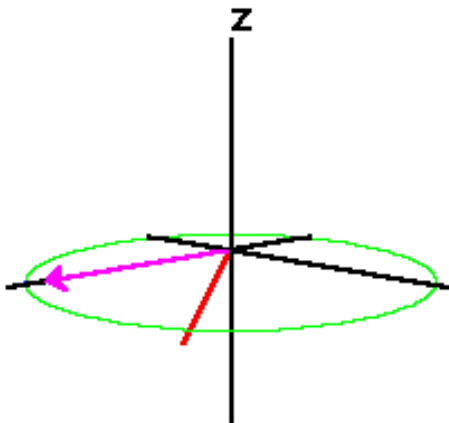
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$
- Než dojde k návratu, 90° impuls \rightarrow precese v xy



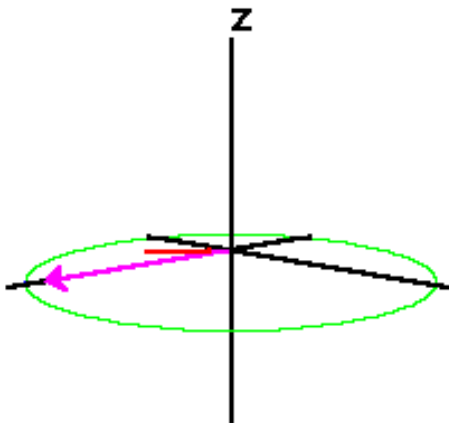
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$
- Než dojde k návratu, 90° impuls \rightarrow precese v xy



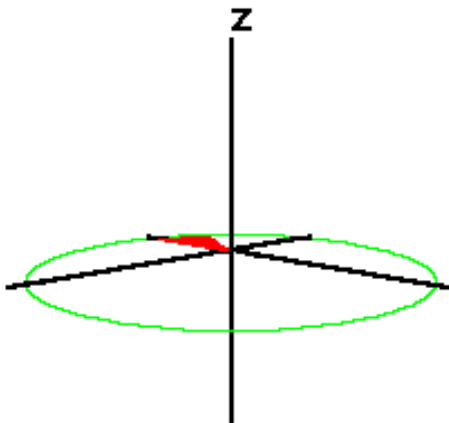
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$
- Než dojde k návratu, 90° impuls \rightarrow precese v xy



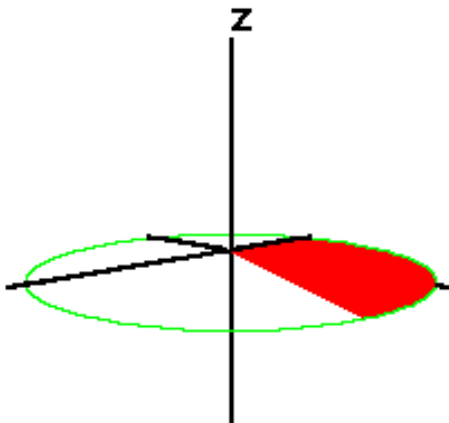
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$
- Než dojde k návratu, 90° impuls \rightarrow precese v xy



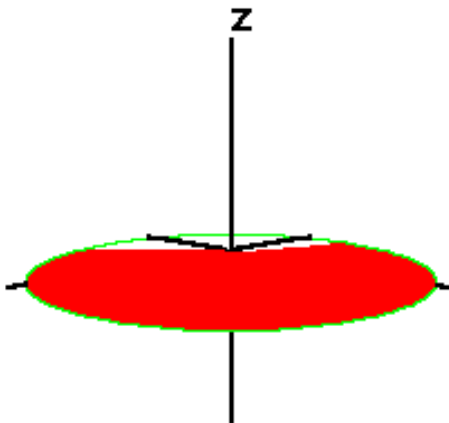
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$
- Než dojde k návratu, 90° impuls \rightarrow precese v xy



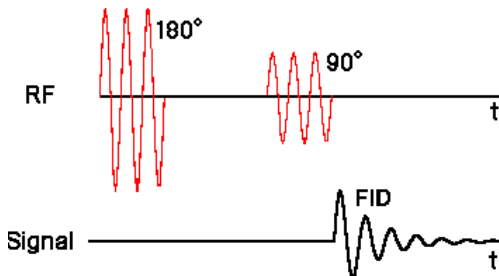
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$
- Než dojde k návratu, 90° impuls \rightarrow precese v xy



Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$
- Než dojde k návratu, 90° impuls \rightarrow precese v xy
- Časový diagram



Inversion recovery sekvence (2)

Intenzita signálu pro jedno opakování naměřená po 90° pulsu

$$S \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}}\right)$$

naměřením intenzity pro různé T_I získáme T_1

Intenzita signálu pro mnohonásobné opakování

$$S \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right)$$

S — intenzita signálu

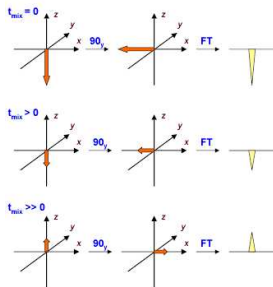
ρ — hustota spinů

T_R — perioda opakování

T_I — čas mezi oběma pulsy

Měření magnetizace

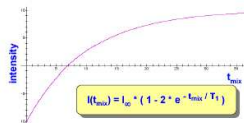
Inversion recovery (pokračování)



• V závislosti na mix získáme signál s měnící se intenzitou, který závisí na relaxačním času T_1 .

Inversion recovery (pokračování)

• Když vyřesíme závislost intenzity signálu na směšovací čas t_{mix} , dostaneme exponenciální závislost.



• Velmi robustní metoda – získaná hodnota T_1 závisí velmi málo na přesné kalibraci pulzů (jen její statistická přesnost). Případně je vhodné nahradit faktor 2 ve vzorci proměnným parametrem.

Měřit raději T_1 , než T_2 !!!!

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

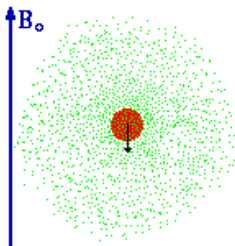
Rozlišení

Atom v magnetickém poli

- Atom v magnetickém poli **B**
- Elektrony obíhají okolo osy magnetického pole
- Tento pohyb vytváří magnetické pole oslabuje externí pole **B**
- Efektivní magnetické pole v místě jádra je zeslabené

$$B = B_0(1 - s)$$

faktor $0 < s \ll 1$



Chemický posun (Chemical shift)

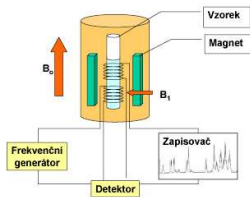
- = snížení intenzity magnetického pole vlivem chemických vazeb
- Snížení rezonanční frekvence
- Rezonanční frekvence se liší podle vazby atomu v molekule
- Rozdíl vyjadřujeme jako [ppm] (parts per million):

$$d = \frac{n - n_{\text{ref}}}{n_{\text{ref}}} 10^6$$

- Rozdíl závisí na B_0
- Pro srovnání výsledků při různých B_0 používáme standard — tetramethylsilane (TMS)
- V lidském těle rozdíl mezi f vodíků ve vodě a v tuku je $\sim 3.5 \cdot 10^{-6}$

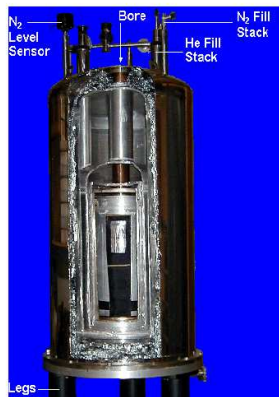
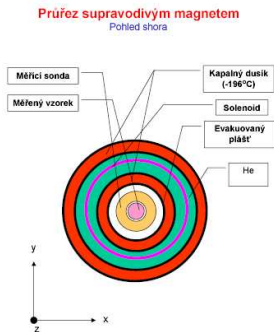
NMR spektroskopie

Vybrané kapitoly z praktické NMR spektroskopie



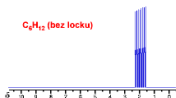
- **Magnet** – Většinou supravodivý. Pro speciální účely se ještě používají elektromagnety nebo permanentní magnety.
- **Zdroj RF záření (frekvenční generátor)** - Generuje střídavý proud (ω_1), který indukuje RF pole B_1 .
- **Detektor** – Detekuje odezvu souboru měřených jader. Odečítá nosnou frekvenci ω_0 (převod systému do rotující soustavy souřadnic).
- **Zapisovač** - XY plotter, osciloskop, počítač...

NMR spektroskopie

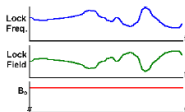


NMR spektroskopie

Stabilizace magnetického pole v čase



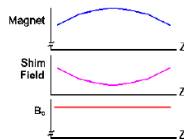
- Vlivem driftu B_0 dochází k postupné změně polohy měřeného signálu.
- Řešením je systém nazývaný „field lock“.



- Jedná se o jakýsi separátní NMR spektrometr, který pracuje nejčastěji se signálem deuteria a podle velikosti změny B_0 a tedy polohy signálu 1H koriguje hlavní pole B_0 .

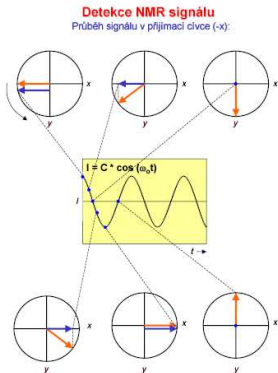
Homogenizace magnetického pole v prostoru

- Nehomogenita B_0 vzniká vlivem nedokonalé konstrukce magnetu, okolních feromagnetických předmětů, nehomogenity vzorku...
- Odstraňuje se malými změnami B_0 pomocí tzv. korekčních cívek. Tento proces se nazývá **shimování**.



- Korekční cívky jsou umístěny okolo hlavní cívky v různých směrech a lze jimi definovaně modifikovat hlavní pole.

Detekce NMR signálu



Detekce NMR signálu

- Signál z přijímací cívky je tzv. **analogový**, to znamená v určitých mezích nabývá libovolných hodnot. Pokud jej převádíme do počítače, je nutné jej převést na signál v **digitální podobě**.
- Podívejme se proto na vztah šířky spektra a rychlosti, kterou musíme data snímat, t. j. tzv. vzorkovací rychlosti (**sampling rate**).



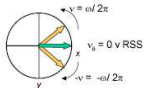
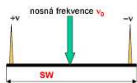
- **Nyquistova teorie** říká, že je nutné vzorkovat minimálně dvojnásobkem rychlosti, která odpovídá signálu s nejvyšší frekvencí. Jinými slovy šířka spektra **SW** v Hz je rovna polovině rychlosti vzorkování **SR**.

$$SR = 2 \cdot SW$$

Detekce NMR signálu

Kvadrurní detekce

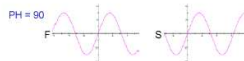
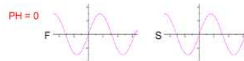
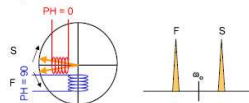
2. Dochází k překládání šumu z prázdné části excitované oblasti. Důsledkem toho je nutnost použití většího počtu průchoďů, abychom dosáhli stejné kvality spektra, tj. stejného poměru signál/šum.



- Alternativou je umístit nosnou frekvenci přesně doprostřed spektra a použít tzv. **kvadrurní detekci** pro rozlišení kladného a záporného znaménka.

Kvadrurní detekce

- Základem jsou dva přijímače, jejichž fáze je posunutá o 90° . Ve skutečnosti je použita pouze jedna přijímací cívka a její signál je rozdělen na dvě části.



- Zatímco odezva přijímače s fází 0 je pro oba signály shodná (cos), přijímač s fází 90° detekuje signál s opačnou polaritou (sin a $-\sin$).

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběh řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

Zobrazování — motivace

- **NMR spektroskopie** — integrální informace z celého objemu
- **MRI (magnetic resonance imaging)** — informace o prostorovém rozložení parametrů

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběh řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

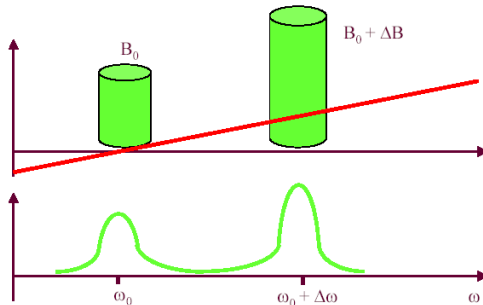
Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

Princip prostorového rozlišení

- Předpokládejme, že máme v NMR spektru jediný druh ^1H . Pokud se vzorek bude nacházet ve dvou různých magnetických polích, ve spektru budou 2 signály.



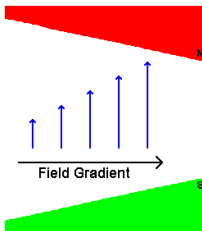
Většina biologických tkání obsahuje téměř všechny vodík vázaný v molekulách H_2O .

Gradient magnetického pole

$$f = \gamma B$$

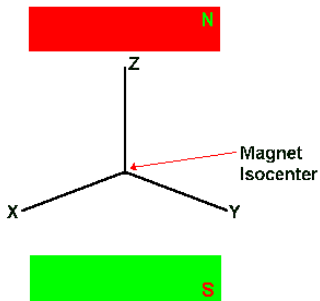
- Nechť intenzita magnetického pole B je funkcí polohy
- $\rightarrow f$ spinů bude funkcí polohy

$$B_z = B_0 + xG_x + yG_y + zG_z$$



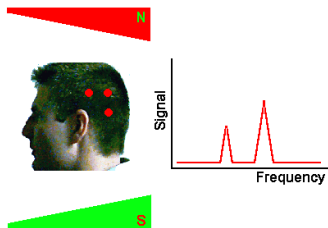
Isocentrum magnetu

Definujeme souřadnou soustavu magnetu tak, aby v bodě $(0, 0, 0)$ bylo pole $B_z = B_0$



Frekvenční kódování polohy

Magnetické pole: $B_z = B_0 + xG_x$



Frekvence: $f = \gamma(B_0 + xG_x)$

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběh řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

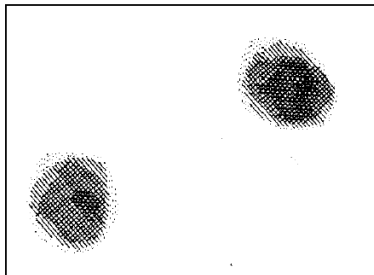
Rekonstrukce

Rozlišení

Zpětná projekce pro MRI

- Jako zpětná projekce pro CT
- Historicky první forma NMR zobrazování

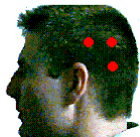
První MR obraz (Lauterbur P. C., 1973)



- V praktickém zobrazovacím experimentu potřebujeme provést 4 kroky:
- lokalizace spinů z oblasti, o niž se zajímáme.
- excitace vybraných spinů.
- zakódování prostorové informace do signálu.
- detekce signálu a rekonstrukce prostorové informace.

Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole



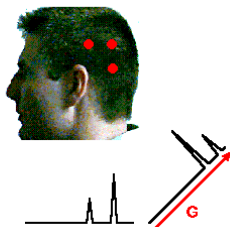
Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmemme spektrum



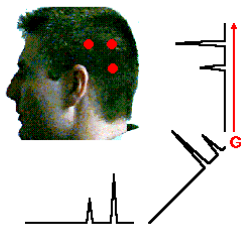
Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmemme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly



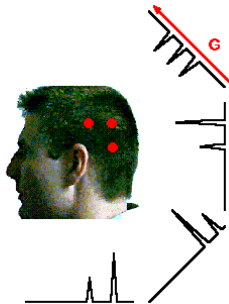
Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly



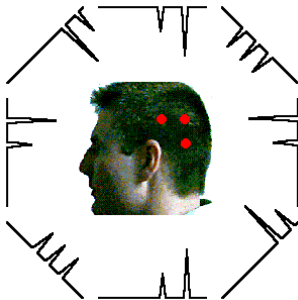
Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly



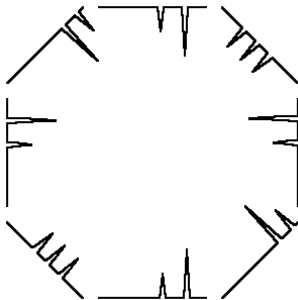
Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly



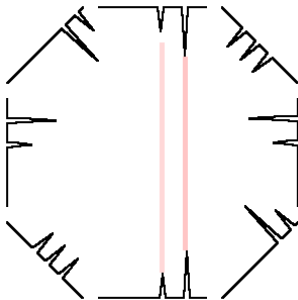
Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly
- Zpětná projekce



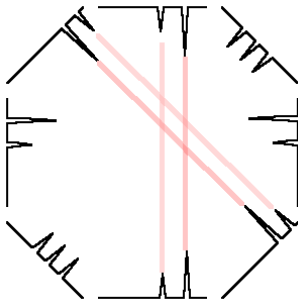
Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly
- Zpětná projekce



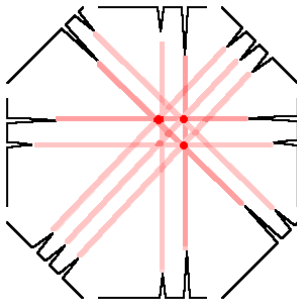
Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly
- Zpětná projekce



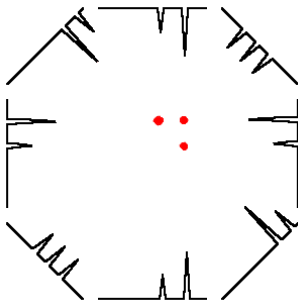
Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly
- Zpětná projekce



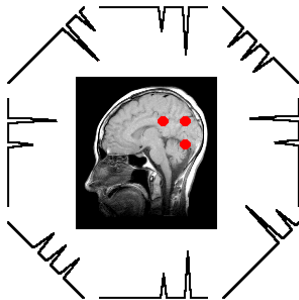
Zpětná projekce pro MRI (2)

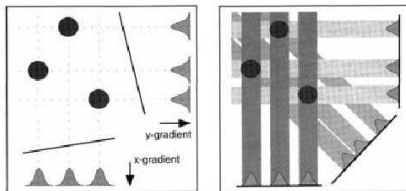
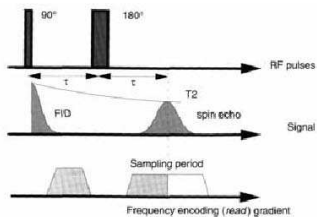
- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly
- Zpětná projekce
- nebo lépe Radonova transformace



Zpětná projekce pro MRI (2)

- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly
- Zpětná projekce
- nebo lépe Radonova transformace





Obrázky z knihy: Rinck P.A. ed.: Magnetic Resonance in Medicine: The Basic Textbook of the European Magnetic Resonance Forum, Blackwell Scientific Publications, Oxford 1993.

- Tento koncept je podobný CT tomografii.

Orientace gradientu

Gradientu ve směru φ dosáhneme lineární kombinací

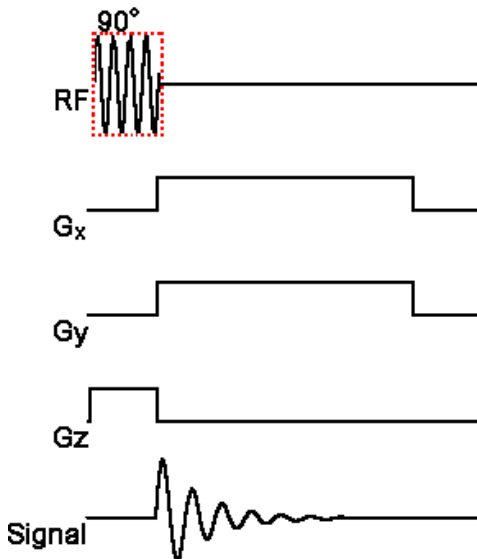
$$G_x = G_f \sin \varphi$$

$$G_y = G_f \cos \varphi$$

kde G_f je požadovaná velikost gradientu.

Zpětná projekce pro MRI — časový diagram

Sekvence založená na 90° FID sekvenci



NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

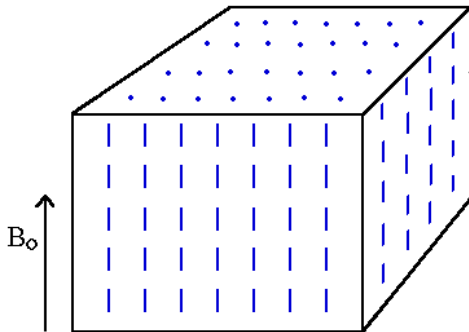
Rekonstrukce

Rozlišení

Výběr řezu (Slice selection)

- Gradient G_z během excitačního RF pulsu s frekvencí f
- Jen spiny s odpovídající rezonanční frekvencí jsou excitovány

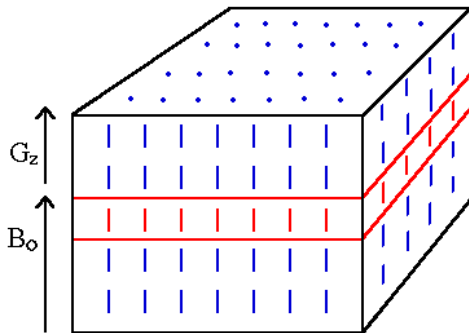
$$\gamma(B_0 + zG_z) = f$$



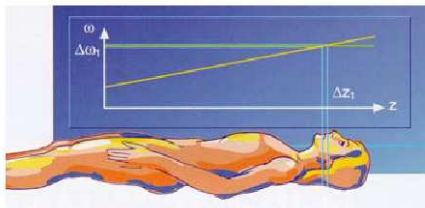
Výběr řezu (Slice selection)

- Gradient G_z během excitačního RF pulsu s frekvencí f
- Jen spiny s odpovídající rezonanční frekvencí jsou excitovány

$$\gamma(B_0 + zG_z) = f$$



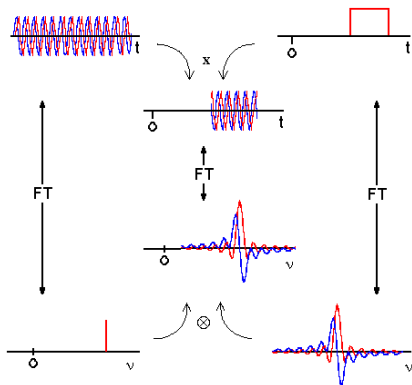
- Použití **selektivních RF pulzů** s excitační šířkou $\Delta\omega_1$.



- Tloušťka vrstvy se nastavuje silou gradientu (nebo selektivitou pulzu).
- Typické hodnoty: $G = 4 \text{ mT}\cdot\text{m}^{-1}$
- Selektivita pulzu 2 kHz
- Tloušťka vrstvy 12 mm
- **Repetiční čas TR** - doba mezi dvěma excitacemi téže oblasti: délka sekvence + relaxační perioda d_1
- pro urychlení je během d_1 možné excitovat jinou vrstvu.

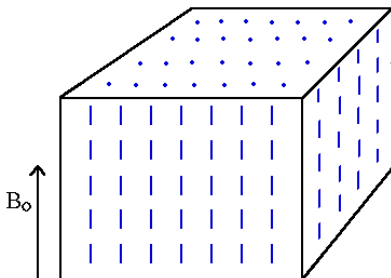
Tvar RF impulsu

- Pravoúhlý 90° impuls $\text{rect}(t) \sin(2\pi ft)$
- ... ve frekvenční oblasti je to sinc



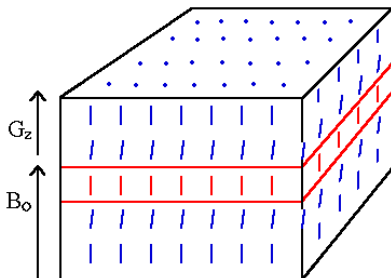
Tvar RF impulsu

- Pravoúhlý 90° impuls $\text{rect}(t) \sin(2\pi ft)$
- ... ve frekvenční oblasti je to sinc
- \rightarrow profil excitovaného řezu není pravoúhlý



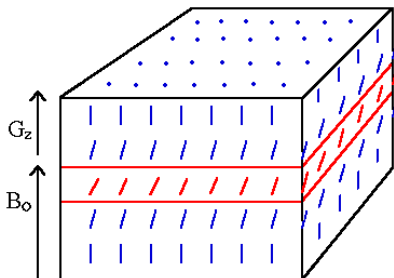
Tvar RF impulsu

- Pravoúhlý 90° impuls $\text{rect}(t) \sin(2\pi ft)$
- ... ve frekvenční oblasti je to sinc
- \rightarrow profil excitovaného řezu není pravoúhlý



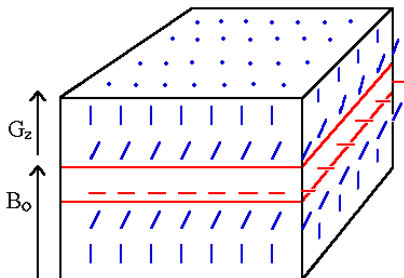
Tvar RF impulsu

- Pravoúhlý 90° impuls $\text{rect}(t) \sin(2\pi ft)$
- ... ve frekvenční oblasti je to sinc
- \rightarrow profil excitovaného řezu není pravoúhlý



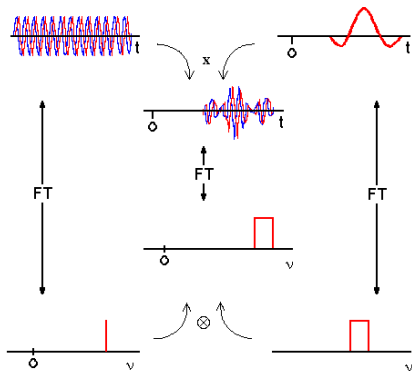
Tvar RF impulsu

- Pravoúhlý 90° impuls $\text{rect}(t) \sin(2\pi ft)$
- ... ve frekvenční oblasti je to sinc
- \rightarrow profil excitovaného řezu není pravoúhlý



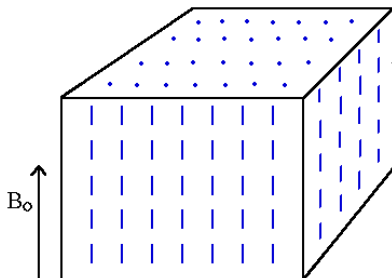
Tvar RF impulsu (2)

- 90° tvarovaný jako $\text{sinc} \frac{t-t_0}{\tau} \sin(2\pi ft)$
- ... ve frekvenční oblasti je to obdélník



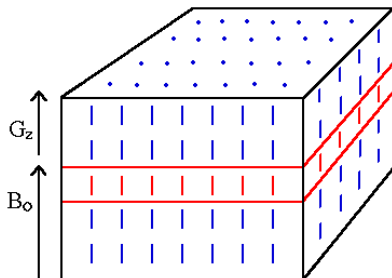
Tvar RF impulsu (2)

- 90° tvarovaný jako $\text{sinc} \frac{t-t_0}{\tau} \sin(2\pi ft)$
- ... ve frekvenční oblasti je to obdélník
- \rightarrow profil excitovaného řezu je pravouhlý



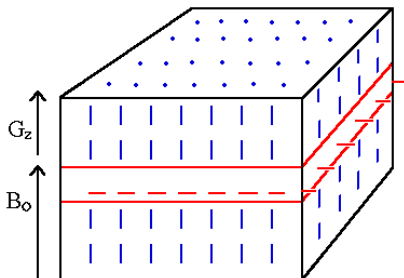
Tvar RF impulsu (2)

- 90° tvarovaný jako $\text{sinc} \frac{t-t_0}{\tau} \sin(2\pi ft)$
- ... ve frekvenční oblasti je to obdélník
- \rightarrow profil excitovaného řezu je pravouhlý



Tvar RF impulsu (2)

- 90° tvarovaný jako $\text{sinc} \frac{t-t_0}{\tau} \sin(2\pi ft)$
- ... ve frekvenční oblasti je to obdélník
- \rightarrow profil excitovaného řezu je pravouhlý



Tvar RF impulsu (3)

- Čím kratší impuls (v časové oblasti)
- → tím širší bude ve frekvenční oblasti
- → tím širší řez excitujeme
- ... a naopak

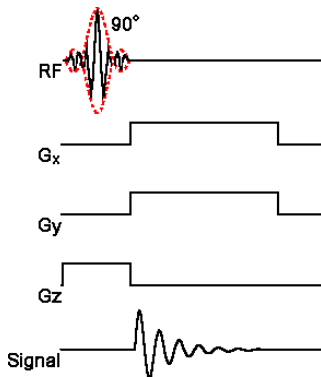
Šířka řezu:

$$d = \frac{2\Delta f_{\text{RF}}}{\gamma G_{\text{slice}}}$$

d je šířka řezu

f_{RF} je šířka pásma RF impulsu

Zpětná projekce pro MRI — časový diagram (2)



- Apodizace pulsu (windowing)
- Výběr řezu
- Frekvenční kódování (frequency encoding)

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

Kódovací gradienty

Vždy je to gradient pole B_z

Co už jsme viděli:

- Gradient výběru řezu
(slice selection gradient)
- Gradient frekvenčního kódování
(frequency encoding gradient)

Kódovací gradienty

Vždy je to gradient pole B_z

Co už jsme viděli:

- Gradient výběru řezu
(slice selection gradient)
- Gradient frekvenčního kódování
(frequency encoding gradient)

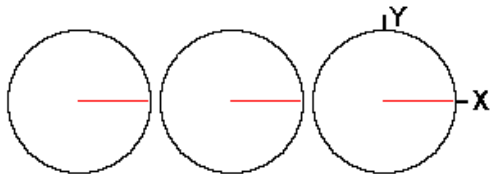
Nový typ

- Gradient fázového kódování
(phase encoding gradient)

Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

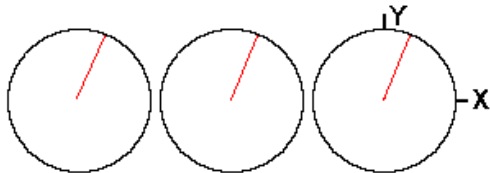
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

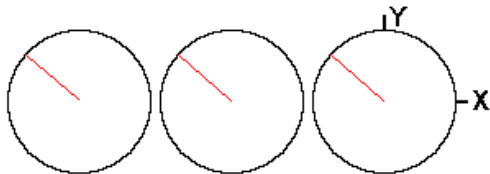
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

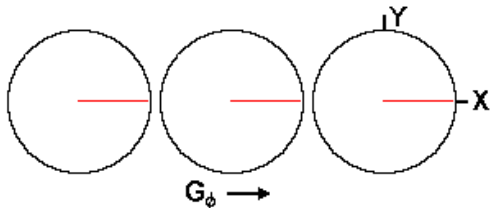
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

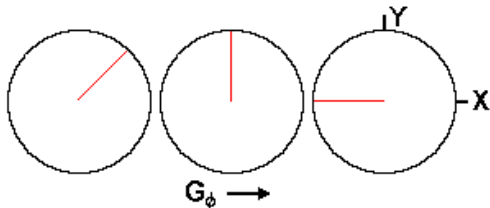
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\phi \rightarrow$ rozdílná f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

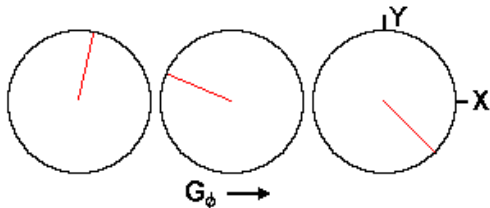
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\phi \rightarrow$ rozdílná f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

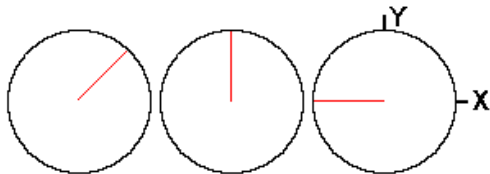
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\phi \rightarrow$ rozdílná f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

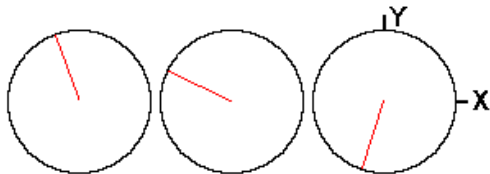
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\varphi \rightarrow$ rozdílná f
- Vypnutí $G_\varphi \rightarrow$ stejná f ale rozdílná fáze



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

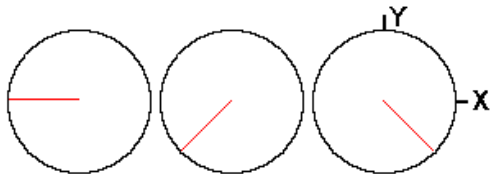
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\varphi \rightarrow$ rozdílná f
- Vypnutí $G_\varphi \rightarrow$ stejná f ale rozdílná fáze



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

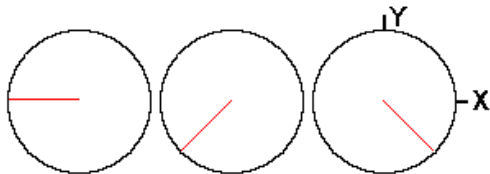
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\varphi \rightarrow$ rozdílná f
- Vypnutí $G_\varphi \rightarrow$ stejná f ale rozdílná fáze



Gradient fázového kódování

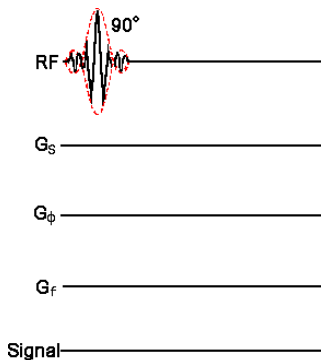
(Phase encoding gradient)

- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\varphi \rightarrow$ rozdílná f
- Vypnutí $G_\varphi \rightarrow$ stejná f ale rozdílná fáze
- \rightarrow z fáze spinu zjistíme jeho pozici



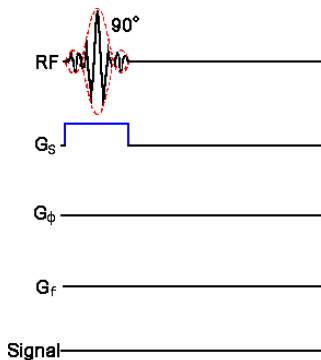
Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- RF impuls



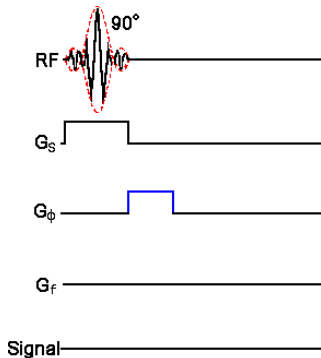
Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- Gradient výběru řezu



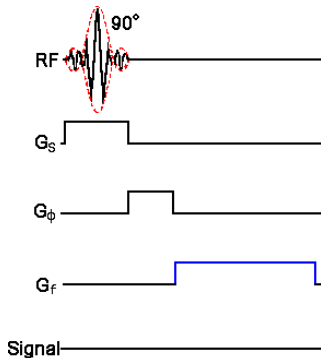
Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- Gradient fázového kódování (před snímáním)



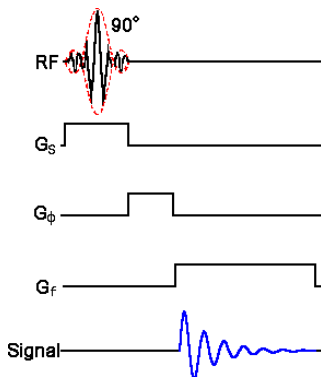
Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- Gradient frekvenčního kódování (během snímání)



Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- Snímání signálu

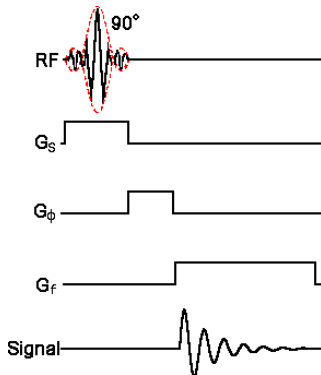


Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- Gradient výběru řezu
- Gradient fázového kódování (před snímáním)
- Gradient frekvenčního kódování (během snímání)
- Snímání signálu

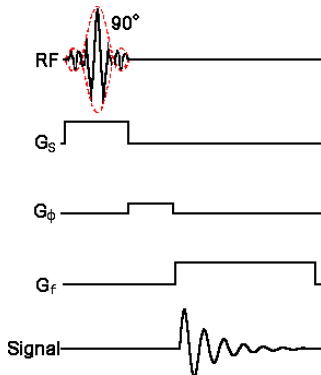
Sekvence excitací

- Diagram zachycuje jednu excitaci
- Pro nasnímání jednoho 2D řezu potřebujeme nejčastěji 128 ~ 512 excitací
- Interval mezi excitacemi T_R (repetition time)
- Intenzita gradientu fázového kódování G_ϕ je různá (\pm)



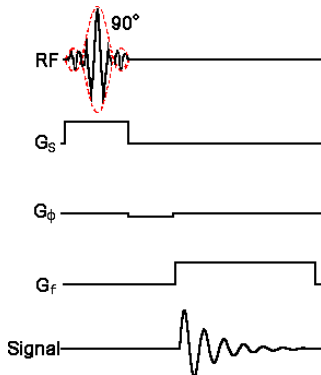
Sekvence excitací

- Diagram zachycuje jednu excitaci
- Pro nasnímání jednoho 2D řezu potřebujeme nejčastěji 128 ~ 512 excitací
- Interval mezi excitacemi T_R (repetition time)
- Intenzita gradientu fázového kódování G_ϕ je různá (\pm)



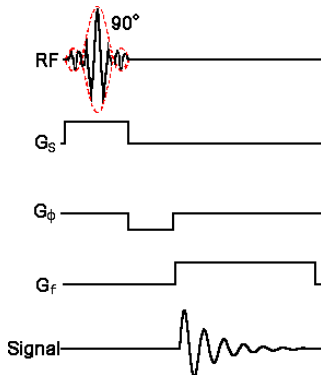
Sekvence excitací

- Diagram zachycuje jednu excitaci
- Pro nasnímání jednoho 2D řezu potřebujeme nejčastěji 128 ~ 512 excitací
- Interval mezi excitacemi T_R (repetition time)
- Intenzita gradientu fázového kódování G_ϕ je různá (\pm)



Sekvence excitací

- Diagram zachycuje jednu excitaci
- Pro nasnímání jednoho 2D řezu potřebujeme nejčastěji 128 ~ 512 excitací
- Interval mezi excitacemi T_R (repetition time)
- Intenzita gradientu fázového kódování G_ϕ je různá (\pm)



Poznámka: Orientace roviny řezu

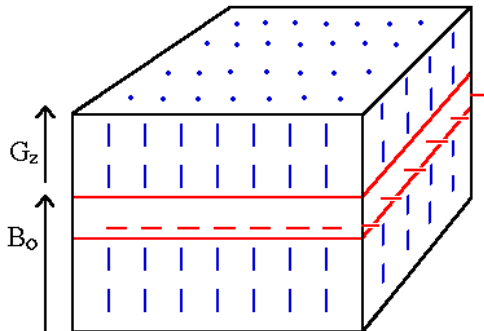
- Orientace řezu může být libovolná — xy, yz, xz , nebo i šikmá
- Všechny gradienty mění složku B_z
- Gradient frekvenčního kódování v rovině řezu
- Gradient fázového kódování v rovině řezu
- Gradient výběru řezu kolmý na rovinu řezu

Poznámka: Orientace roviny řezu

- Orientace řezu může být libovolná — xy, yz, xz , nebo i šikmá
- Všechny gradienty mění složku B_z
- Gradient frekvenčního kódování v rovině řezu
- Gradient fázového kódování v rovině řezu
- Gradient výběru řezu kolmý na rovinu řezu
- Pro jednoduchost výkladu stále předpokládáme řez xy .

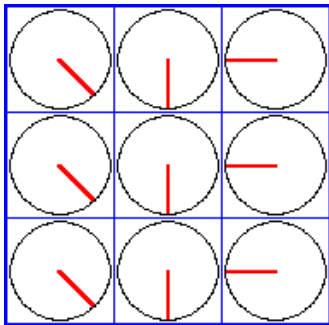
Makroskopický pohled

- Řez je excitován



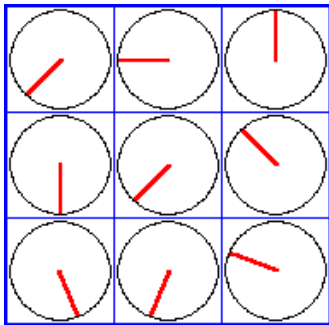
Makroskopický pohled

- Řez je excitován
- Po aplikaci fázového a frekvenčního gradientu je
 - fáze funkcí x
 - frekvence funkcí y



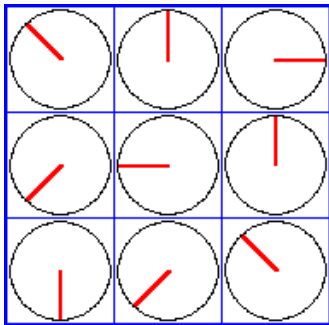
Makroskopický pohled

- Řez je excitován
- Po aplikaci fázového a frekvenčního gradientu je
 - fáze funkcí x
 - frekvence funkcí y



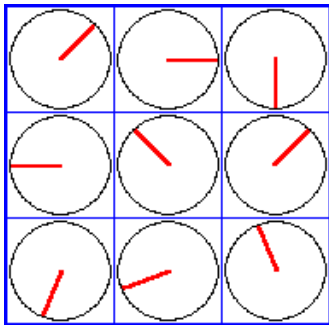
Makroskopický pohled

- Řez je excitován
- Po aplikaci fázového a frekvenčního gradientu je
 - fáze funkcí x
 - frekvence funkcí y



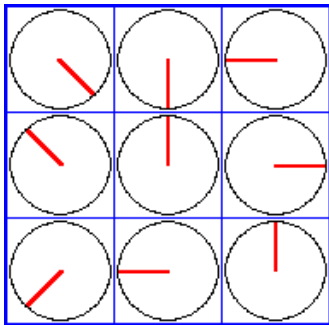
Makroskopický pohled

- Řez je excitován
- Po aplikaci fázového a frekvenčního gradientu je
 - fáze funkcí x
 - frekvence funkcí y



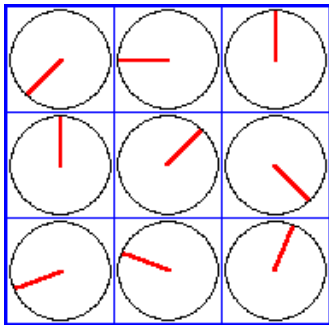
Makroskopický pohled

- Řez je excitován
- Po aplikaci fázového a frekvenčního gradientu je
 - fáze funkcí x
 - frekvence funkcí y



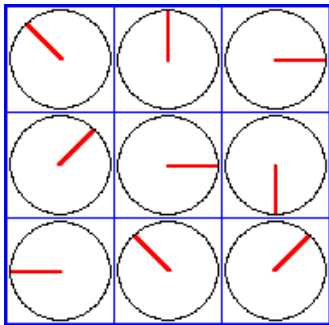
Makroskopický pohled

- Řez je excitován
- Po aplikaci fázového a frekvenčního gradientu je
 - fáze funkcí x
 - frekvence funkcí y



Makroskopický pohled

- Řez je excitován
- Po aplikaci fázového a frekvenčního gradientu je
 - fáze funkcí x
 - frekvence funkcí y



NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

Signál jednoho spinového paketu

Přijímaný (komplexní) signál a jeho fáze:

$$s(t) \propto e^{-j\phi(t)}$$

$$\phi(t) = 2\pi ft$$

po dosazení $f = \gamma B$:

$$\phi(t) = 2\pi\gamma Bt$$

Časově proměnné magnetické pole

Přijímaný (komplexní) signál:

$$s(t) \propto e^{-j\phi(t)}$$

pro stacionární pole B :

$$\phi(t) = 2\pi\gamma Bt$$

pro časově proměnné pole $B(t)$:

$$\phi(t) = 2\pi\gamma \int B(t) dt$$

Účinky gradientu fázového kódování

$$\phi(t) = 2\pi\gamma \int B(t) dt$$

$$\phi(t) = 2\pi\gamma \int B_0 + G_\phi(t)y dt$$

fázový posun vlivem gradientu:

$$\Delta\phi = 2\pi\gamma y \int G_\phi(t) dt$$

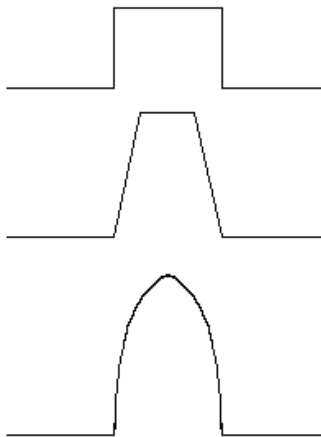
→ nezáleží na průběhu, jen na integrálu.

Pro obdélníkový průběh G_ϕ o trvání τ_ϕ :

$$\Delta\phi = 2\pi\gamma y G_\phi \tau_\phi$$

Účinky gradientu fázového kódování

Na tvaru impulzu $G_\phi(t)$ nezáleží, jen na integrálu.



Pro zjednodušení budeme dále předpokládat pravoúhlý impuls

Fázový a frekvenční gradient

Signál po aplikaci fázového gradientu :

$$s(t) \propto e^{-2\pi j \gamma \int B_0 + G_\phi(t) y dt}$$

$$s(t) \propto e^{-2\pi j \gamma (B_0 t + G_\phi \tau_\phi y)}$$

Signál po aplikaci fázového a frekvenčního gradientu :

$$s(t) \propto e^{-2\pi j \gamma (B_0 t + G_\phi \tau_\phi y + G_f t x)}$$

Kvadrurní demodulace

Signál

$$s(t) \propto e^{-2\pi j\gamma(B_0 t + G_\phi \tau_\phi y + G_f t x)}$$

Kvadrurní demodulace s frekvencí $f_0 = \gamma B_0$ je jako snímání v rotujícím systému souřadnic:

$$s(t) \propto e^{-2\pi j\gamma(G_\phi \tau_\phi y + G_f t x)}$$

k -prostor

Demodulovaný signál

$$s(t) \propto e^{-2\pi j\gamma(G_\phi\tau_\phi y + G_f t x)}$$

Substituce

$$k_x = \gamma G_f t \quad k_y = \gamma G_\phi \tau_\phi$$

$$s(t) \propto e^{-2\pi j(k_x x + k_y y)}$$

k -prostor, signál z řezu

Demodulovaný signál z jednoho bodu:

$$s(t) \propto e^{-2\pi j(k_x x + k_y y)}$$

Signál z celého řezu:

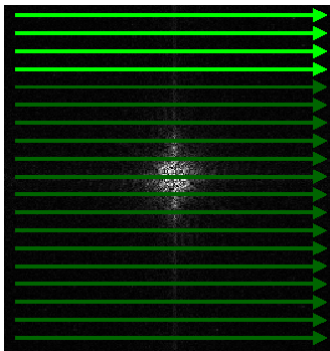
$$s(t) \propto \int_{(x,y) \in \text{řez}} \rho(x,y) e^{-2\pi j(k_x x + k_y y)} dx dy$$

kde $\rho(x,y)$ je hustota spinů.

→ Přijímaný signál je 2D Fourierovou transformací ρ

Snímání k -prostoru

Snímání k -prostoru po řádcích.
Každý řádek jedna excitace



Jiné trajektorie jsou možné a používají se.
Trajektorie je určena časovým průběhem gradientů.

Zobrazovaný prostor

(Field of view, FOV)

- Signál v k prostoru vzorkujeme s krokem

$$\Delta k_x = \gamma G_f t_{\text{samp}} \quad \Delta k_y = \gamma \Delta G_\phi \tau_\phi$$

- Vzorkovací věta \rightarrow zobrazovaný objekt musí být menší než

$$\text{FOV}_x = \frac{1}{\Delta k_x} = \frac{1}{\gamma G_f t_{\text{samp}}}$$

$$\text{FOV}_y = \frac{1}{\Delta k_y} = \frac{1}{\gamma \Delta G_\phi \tau_\phi}$$

(kvadrurní detekce \rightarrow komplexní vzorkování \rightarrow faktor 2)

- je-li objekt větší, dojde k aliasingu (přeložení obrazu)

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

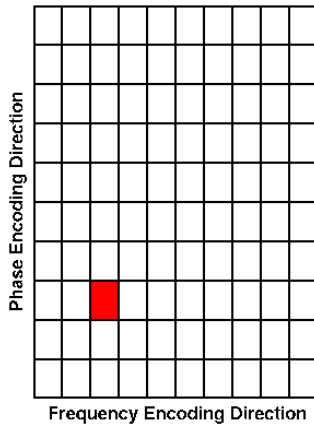
Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

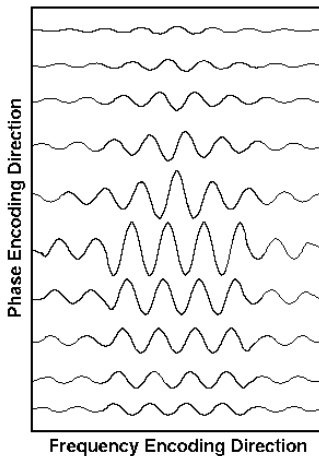
Rekonstrukce řezu

- Jediný aktivní pixel



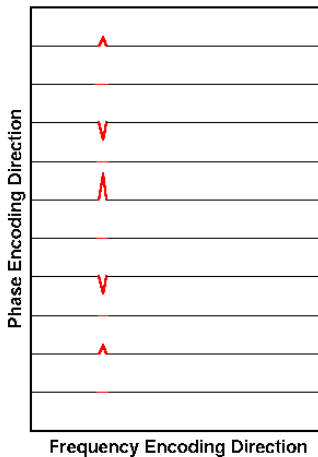
Rekonstrukce řezu

- Signál z 10 excitací s různým G_{ϕ}



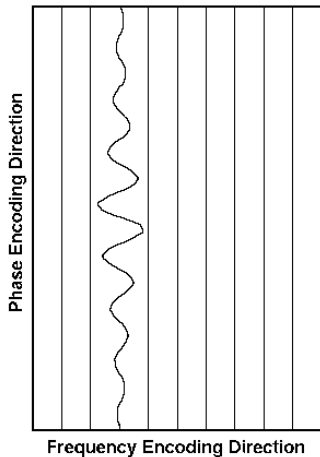
Rekonstrukce řezu

- FT signálu dle x



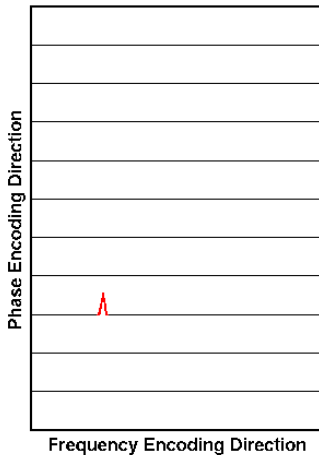
Rekonstrukce řezu

- Pohled s jemnějším vzorkováním



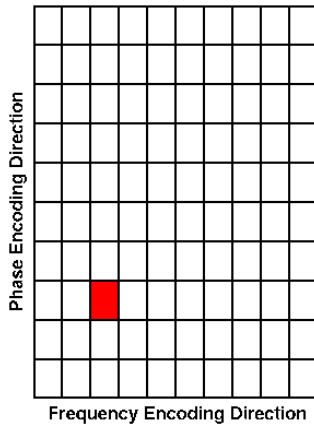
Rekonstrukce řezu

- FT dle y



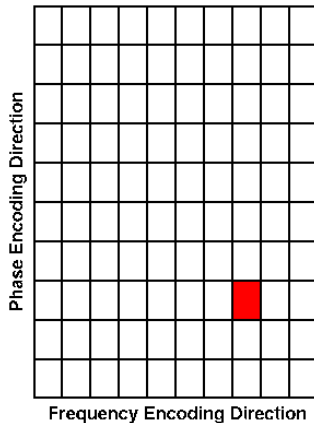
Rekonstrukce řezu

- originál



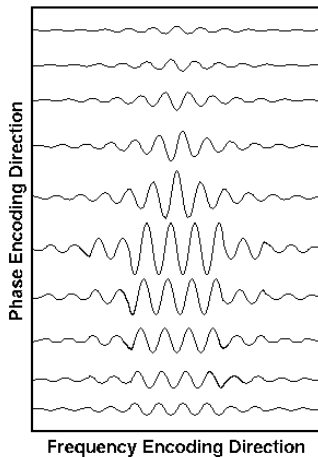
Rekonstrukce řezu (2)

- Aktivní pixel posunutý ve směru G_f



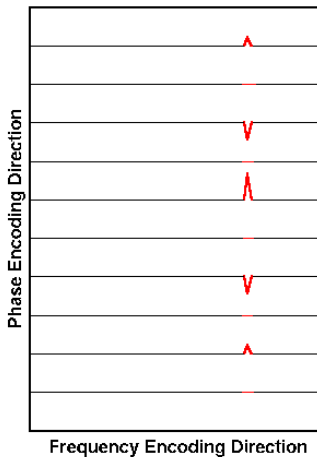
Rekonstrukce řezu (2)

- Signál z 10 excitací s různým G_ϕ



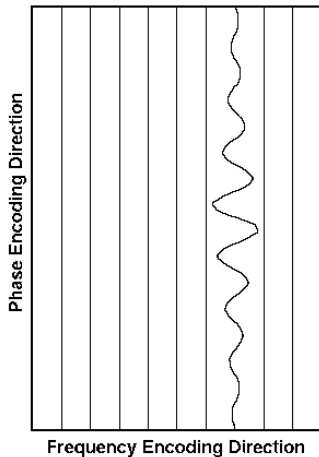
Rekonstrukce řezu (2)

- FT signálu dle x



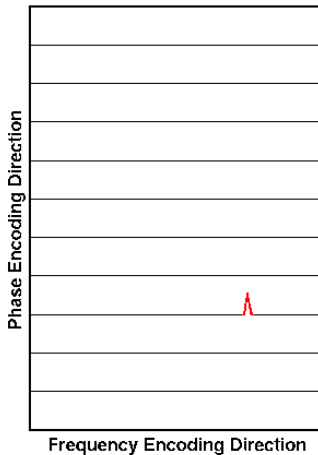
Rekonstrukce řezu (2)

- Pohled s jemnějším vzorkováním



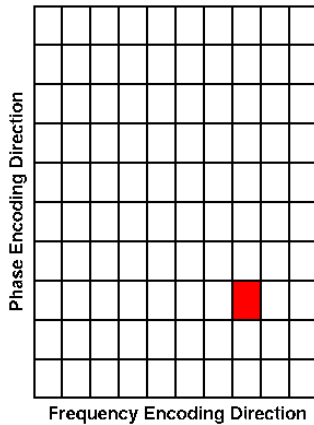
Rekonstrukce řezu (2)

- FT dle y



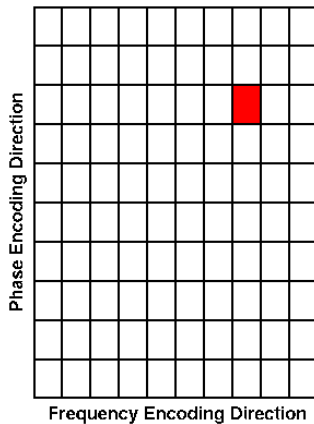
Rekonstrukce řezu (2)

- originál



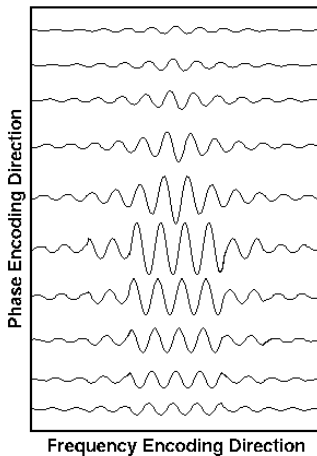
Rekonstrukce řezu (3)

- Aktivní pixel posunutý ve směru G_ϕ



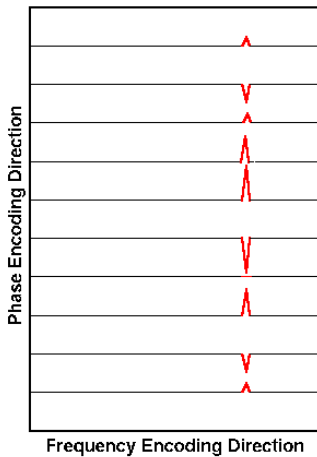
Rekonstrukce řezu (3)

- Signál z 10 excitací s různým G_ϕ



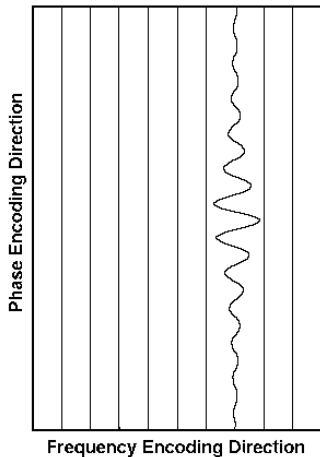
Rekonstrukce řezu (3)

- FT signálu dle x



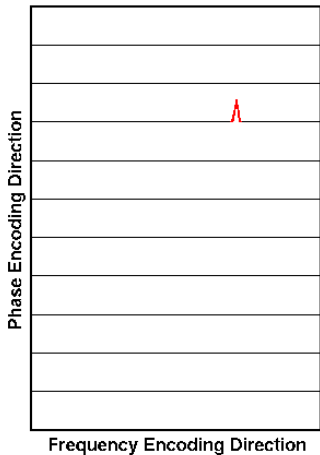
Rekonstrukce řezu (3)

- Pohled s jemnějším vzorkováním



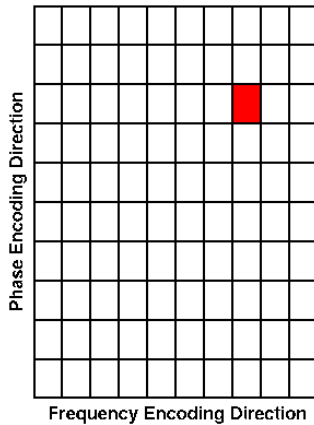
Rekonstrukce řezu (3)

- FT dle y



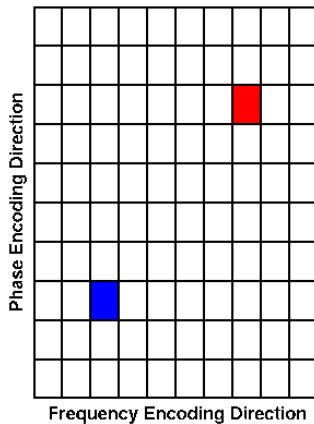
Rekonstrukce řezu (3)

- originál



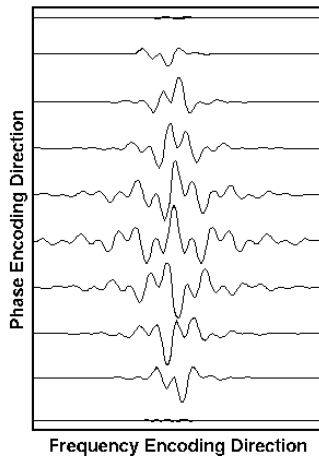
Rekonstrukce řezu (4)

- Aktivní pixel posunutý ve směru G_ϕ



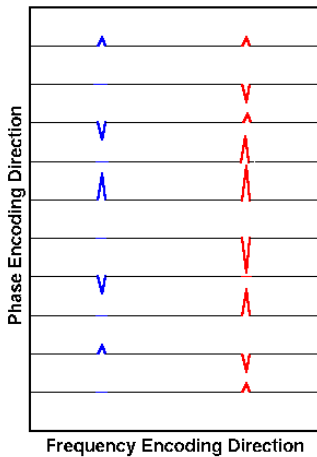
Rekonstrukce řezu (4)

- Signál z 10 excitací s různým G_ϕ



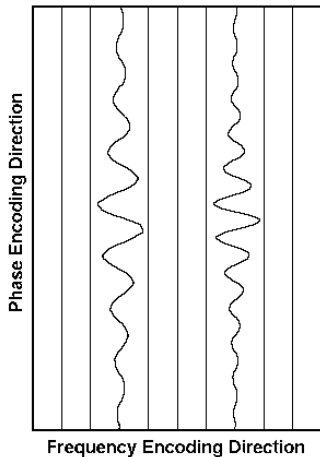
Rekonstrukce řezu (4)

- FT signálu dle x



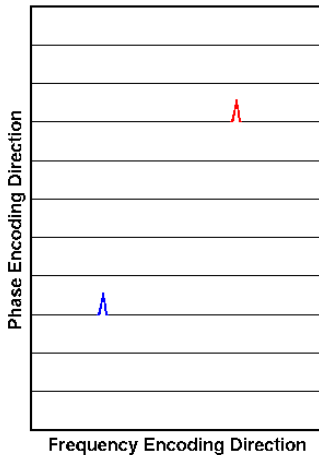
Rekonstrukce řezu (4)

- Pohled s jemnějším vzorkováním



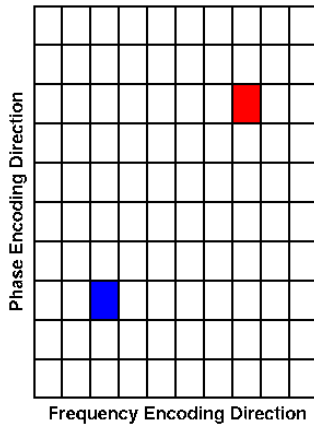
Rekonstrukce řezu (4)

- FT dle y



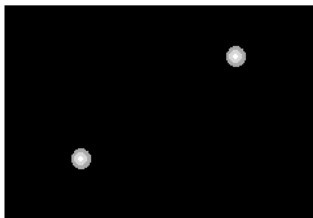
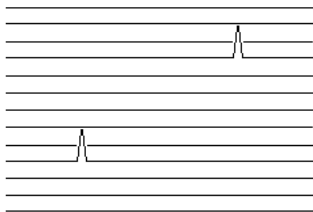
Rekonstrukce řezu (4)

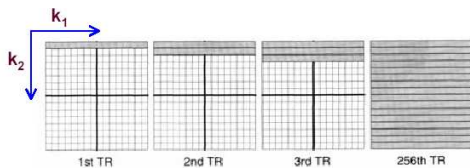
- originál



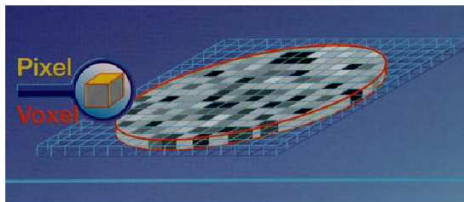
Rekonstrukce, zobrazení

- Zobrazíme amplitudu 2D FT signálu jako intenzitní obraz



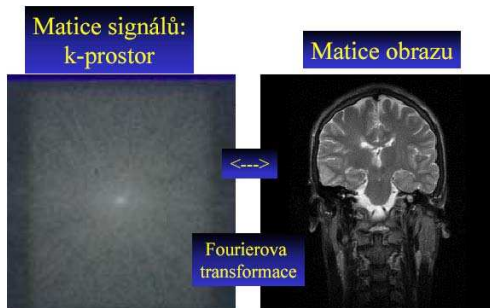


2D FT



Jak se z toho dostane obraz ??????

- Realistický obrázek.



NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

NMR spektroskopie

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

Prostorové rozlišení

Imaged
Objects

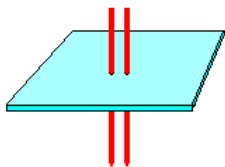
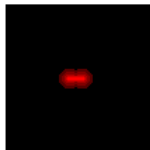
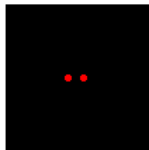


Image
Plane



Low Resolution
Image



High Resolution
Image

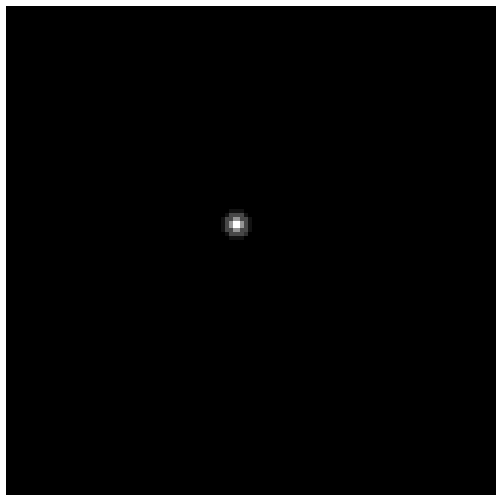
rozlišení = vzdálenost rozlišitelných objektů

Prostorové rozlišení (2)

- Při odvozování $s(t)$ jsme zanedbali relaxaci
- Ve skutečnosti $s(t)$ exponenciálně odeznívá jako $e^{-\frac{t}{T_2^*}}$
- Obraz $\mathcal{F}^{-1}\{s\}$ konvolucí ρ a prostorové odezvy spinu
- Prostorové rozlišení je přibližně $w = (\pi G \gamma T_2^*)^{-1}$

Prostorové rozlišení (3)

Příklad, dlouhá T_2



Prostorové rozlišení (3)

Příklad, krátká T_2

