

Magnetická rezonance (2)

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

April 3, 2006

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

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

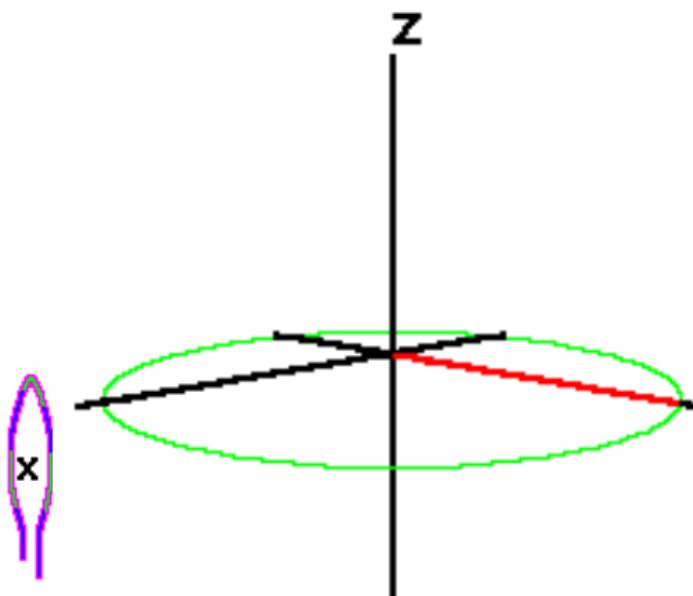
Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

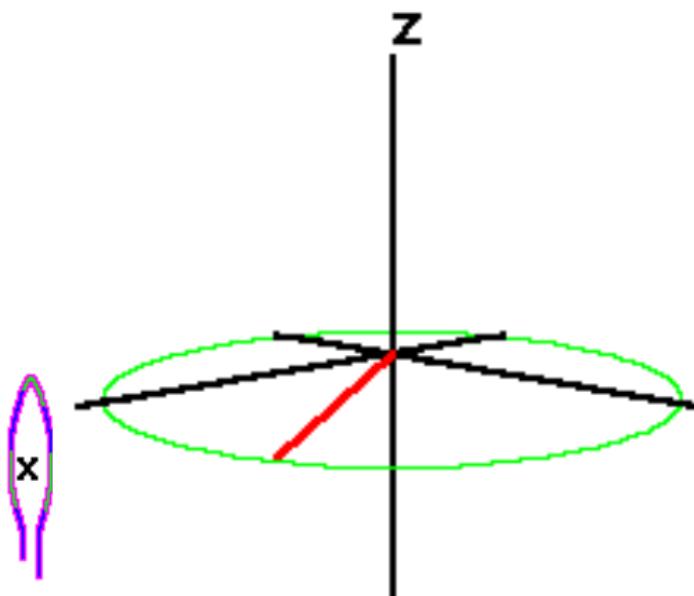
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



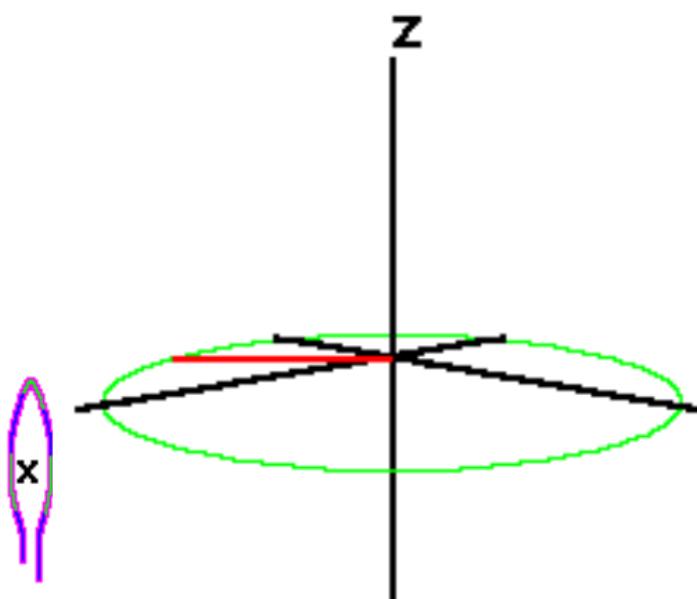
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



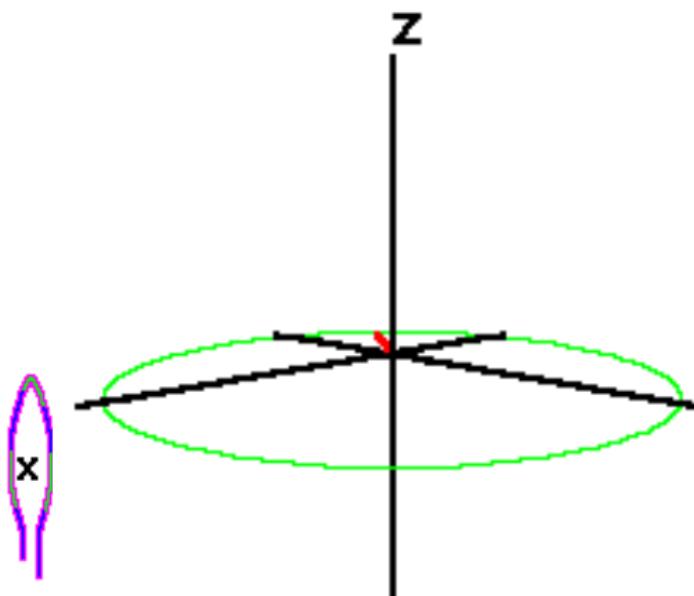
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



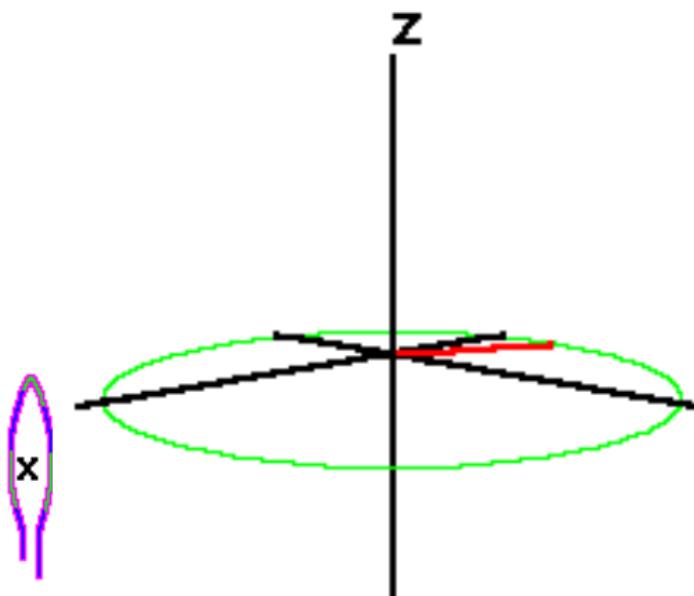
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



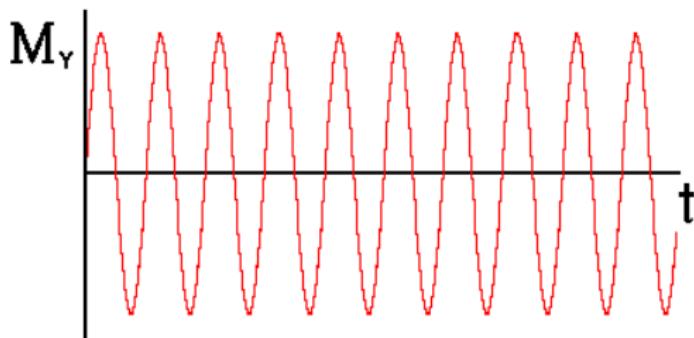
Free induction decay (FID)

- Magnetizace rotuje okolo z → indukovaný proud



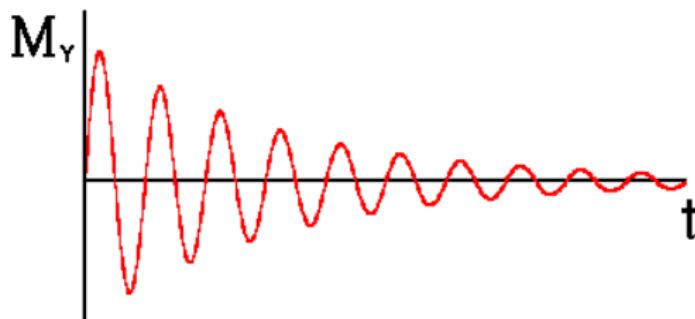
Free induction decay (FID)

- 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

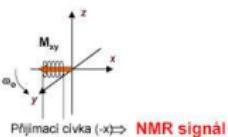
Fyzikální základy - pokračování

Návrat magnetizace M_0 zpět do rovnováhy (detekce NMR signálu)

- Při absenci externího mag. pole B_0 , se M_{xy} bude snažit přejít zpět na M_0 (rovnováha) obnovením původní distribuce populací N_a / N_p . Tento jev se nazývá **relaxace**.

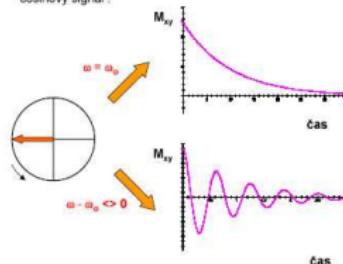


- Oscilace vektoru M_{xy} vytváří fluktuující magnetické pole, které generuje elektrický proud v přijímající cívce:



Free Induction Decay (FID)

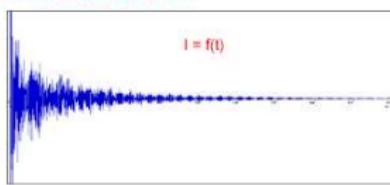
- Nyní analyzujme signál, který se objeví v přijímající cívce po sklopení vektoru makroskopické magnetizace do roviny $\langle xy \rangle$ ($\pi / 2$ puls).
- Po aplikaci RF pulsu se vzorek postupně dostane do rovnováhy, tj. obnoví se původní obsazení energetických hladin a vektor makroskopické magnetizace se dostane zpět do osy z, okolo níž vykonává precesní pohyb. V rotující soustavě souřadnic $\omega = \omega_0$. Relaxace M_0 v rovině $\langle xy \rangle$ je exponenciální. V přijímající cívce detekujeme zanikající čistinový signál:



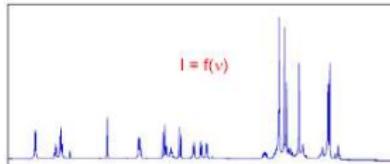
Fyzikální základy - pokračování

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 frekvencí.
Free Induction Decay (FID):



- Po zpracování Fourierovou transformaci dostaneme:



NMR signál

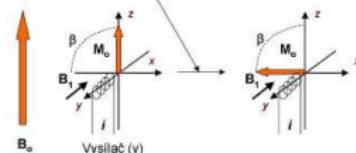
Vznik NMR signálu a jeho další osud.



NMR excitace

- Zdrojem energie pro excitaci jader je oscilující elektromagnetické záření s frekvencí ω_0 generované střídavým proudem :

$$B_1 = C \cdot \cos(\omega_0 t)$$



- Je-li frekvence RF pole B_1 a precesního pohybu magnetizace M_0 stejná, je dosaženo tzv. **rezonanční podmínky** a systém absorbuje energii.

- Vzájemnou interakci RF pole B_1 a magnetizace M_0 dojde k jejímu překlopení kolem tohoto pole B_1 o úhel β , který odpovídá velikosti dodané energie a době jejího působení.

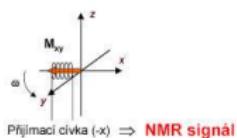
NMR signál

Návrat magnetizace M_0 zpět do rovnováhy (detekce NMR signálu)

- Při absenci externího mag. pole B_0 se M_{xy} bude snažit přejít zpět na M_0 (rovnováha) obnovením původní distribuce populací N_a / N_b . Tento jev se nazývá **relaxace**.

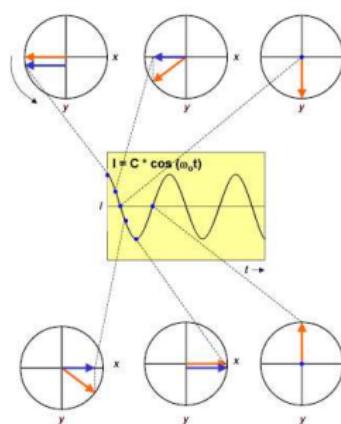


- Oscilace vektoru M_{xy} vytváří fluktuující magnetické pole, které generuje elektrický proud v přijímací cívce:



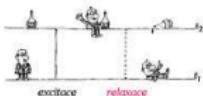
Přijímací cívka (-x) \Rightarrow **NMR signál**

Průběh signálu v přijímací cívce (-x):



Relaxace

Relaxace jaderného spinu



Relaxační doby

Metody měření relaxačních dob

Relaxační mechanismy

Dipól-dipolová relaxace

Relaxační jevy

- **Relaxace** je proces navracení spinového systému do rovnováhy (nebo do stacionárního stavu).

Fenomenologicky jsou zavedeny dva základní druhy relaxace, které se popisují jako exponenciální v čase. *To je ve skutečnosti zjednodušení, které platí jen za speciálních podmínek!!!!*

Podélná (= longitudinální, spin-magnetová) relaxace (T_1):

- Týká se komponenty M_z spinové magnetizace, která je rovnoběžná s magnetickým polem v ose **z**.

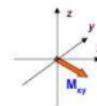


- Spinový systém ztrácí energii
– energie se přenáší na okolí (mřížku) ve formě tepla.

- Dipolární interakce s ostatními spiny, interakce s paramagnetickými částicemi, apod...

Příčná (= transversální, spin-spinová) relaxace (T_2):

- Týká se komponent magnetizace M_{xy} , které leží v rovině **xy**.



- Spin-spinové interakce rozfázují M_{xy}

- přispívá též nehomogenita magnetického pole.

- nemůže být větší než T_1 .

Relaxace

Pár definic

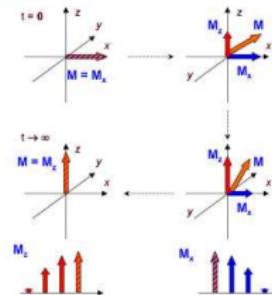
- Spinový systém – skupina spinů spojených nepřímou spin-spinovou (J) interakcí.
- Abychom mohli pochopit relaxaci, je nutné zavést soubor spinů (spinových systémů).
- To je v praxi celý vzorek pro NMR měření, čili cca 10^{23} spinových systémů. Takový soubor se popisuje pomocí statistické fyziky.
- Magnetizace vzorku, kterou měříme = střední hodnota magnetického jáderného dipolu v celém souboru (krát počet částic).
- Hodnoty fyzikálních veličin v takovém souboru mohou fluktuovat.
- Proto precese kolem statického magnetického pole neprobíhá pro každý ekvivalentní spin přesně stejnou úhlovou rychlosť, a tedy nemáme nekonečně úzké čáry ve spektru.

Detailnější pohled na příčnou (a podélnou) relaxaci

Hypotetický vzorek s jedním spinem:

Relaxace v důsledku otáčení magnetizace ze směru x do z . Tato část je společná pro podélnou i příčnou magnetizaci. Dochází při ní k přenosu energie na „mřížku“.

Průběh relaxace v čase:



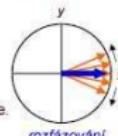
Relaxace

Detailnější pohled na příčnou relaxaci

- Skutečný vzorek – soubor spinů:
Navíc – **rozfázování** = ztráta koherence.
Důvod:
Fluktuace silových polí působících
na jednotlivé spiny.
Statické **nehomogenity** magnetického pole.

Proto

$$T_2 \leq T_1$$

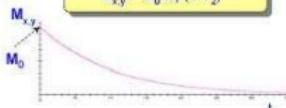


rozfázování

Fenomenologické zavedení relaxací předpokládá exponenciální relaxaci, což umožňuje zavedení relaxačních časů T_1 , T_2 jako parametrů, které relaxaci popisují.

Pokles x,y -magnetizace $M_{x,y}$ při volné precesi:

$$M_{x,y} = M_0 \exp(-t/T_2)$$



NMR spektrum vzniká jako Fourierova transformace FIDu,
a tedy rychlosť poklesu FIDu ovlivňuje tvar spektra.

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

NMR sekvence

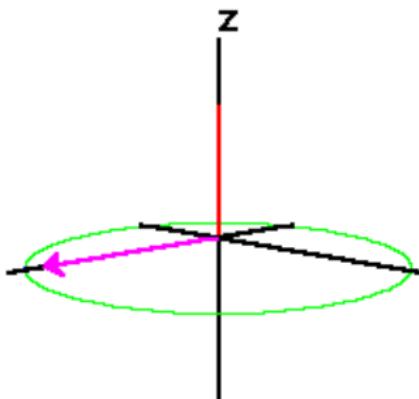
Časová posloupnost

- excitačních pulsů
- změn magnetického pole
- intervalů snímání signálu

sloužící pro získání dat/obrazu.

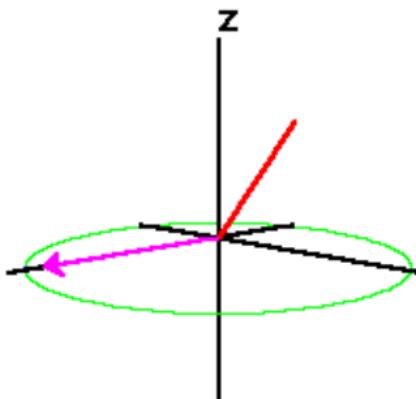
90° FID sekvence

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



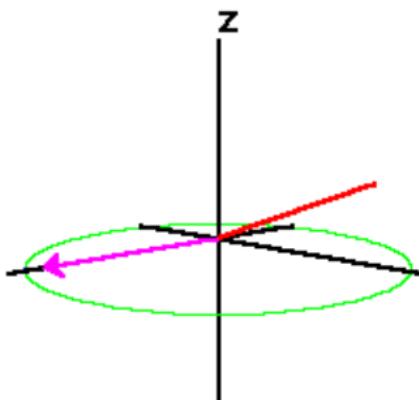
90° FID sekvence

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



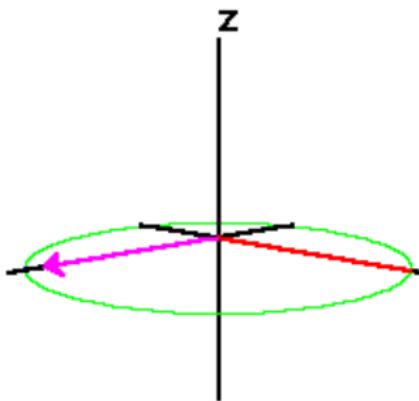
90° FID sekvence

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



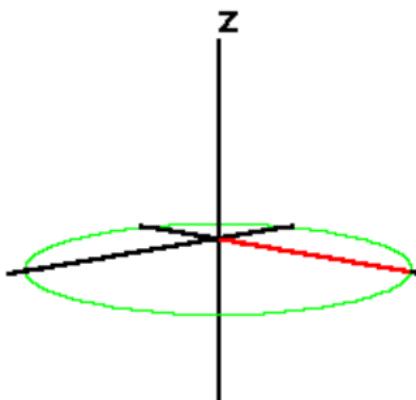
90° FID sekvence

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



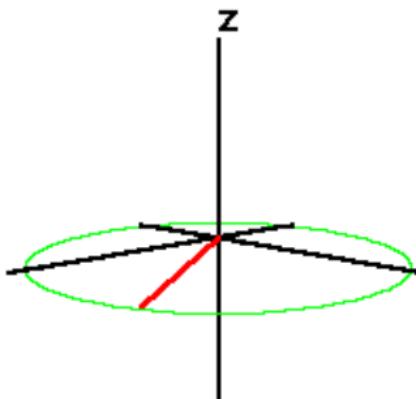
90° FID sekvence

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



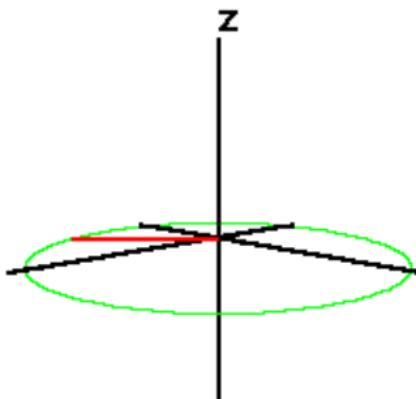
90° FID sekvence

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



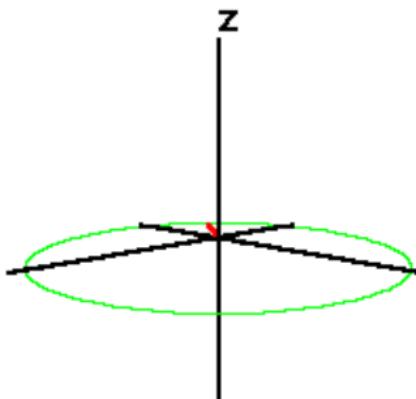
90° FID sekvence

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



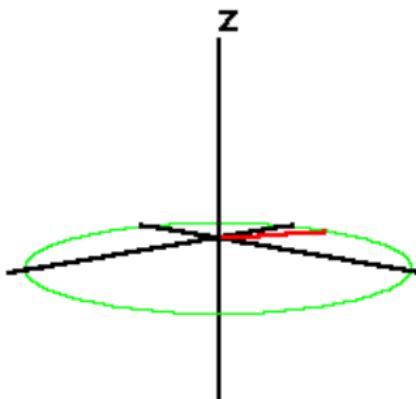
90° FID sekvence

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



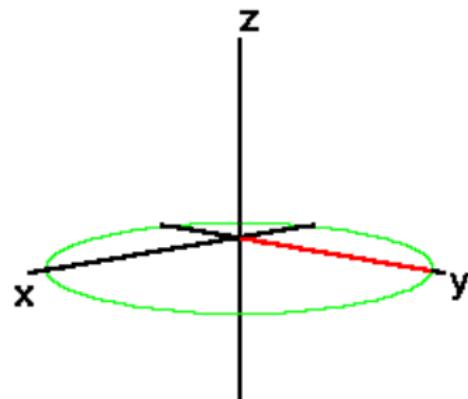
90° FID sekvence

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



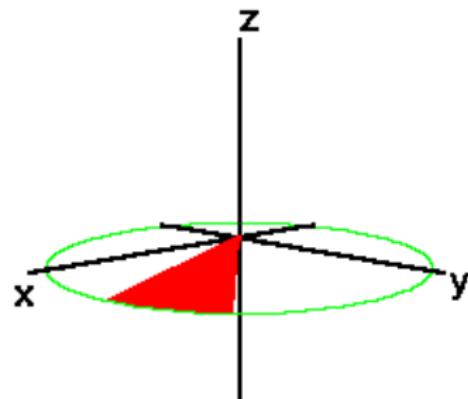
90° FID sekvence

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



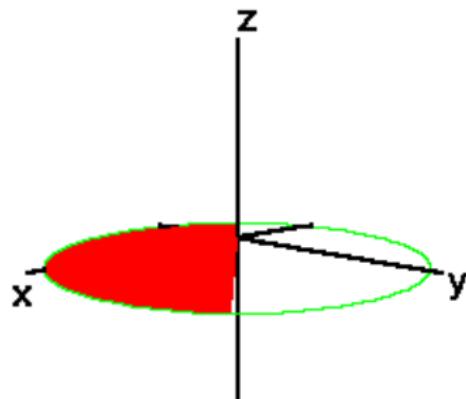
90° FID sekvence

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



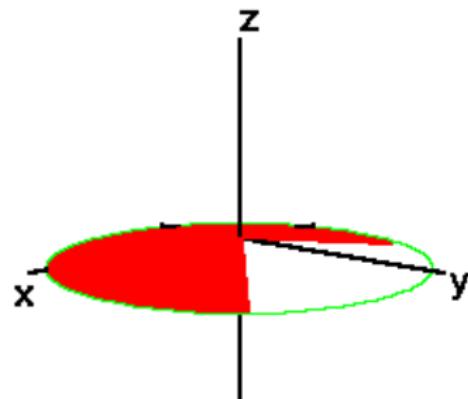
90° FID sekvence

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



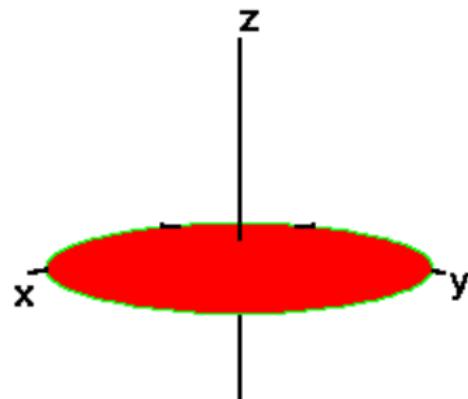
90° FID sekvence

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



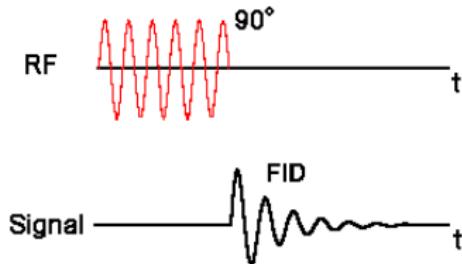
90° FID sekvence

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



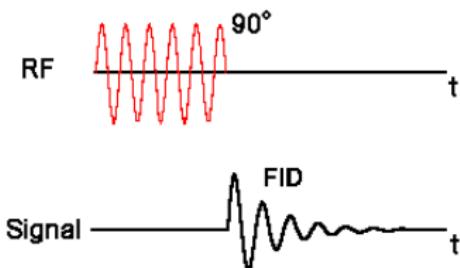
90° FID sekvence

- 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

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

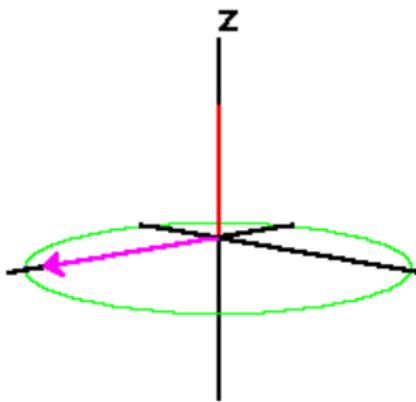
S — intenzita signálu

ϱ — hustota spinů

T_R — perioda opakování

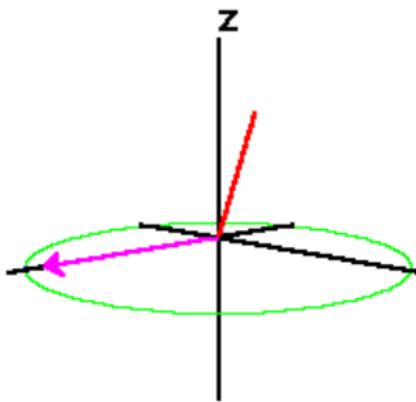
Spin-echo sekvence

- 90° impuls



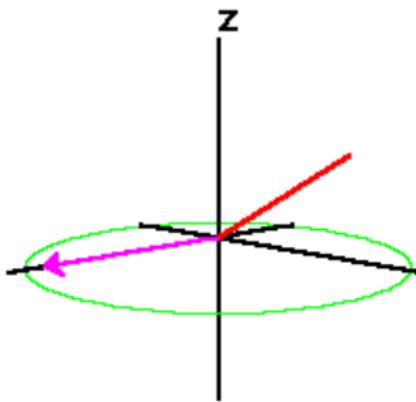
Spin-echo sekvence

- 90° impuls



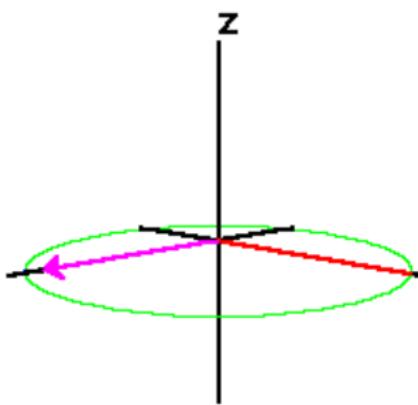
Spin-echo sekvence

- 90° impuls



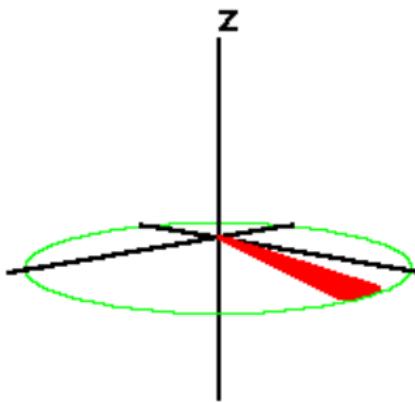
Spin-echo sekvence

- 90° impuls



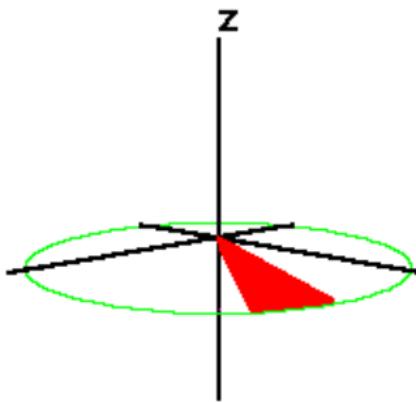
Spin-echo sekvence

- 90° impuls
- Spiny se začnou rozfázovávat



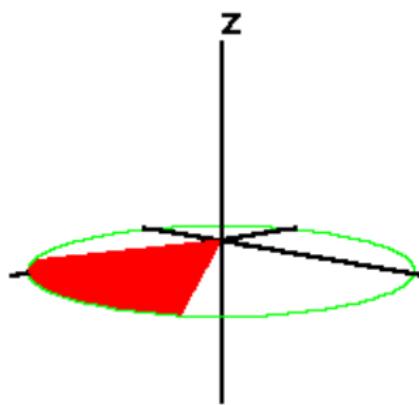
Spin-echo sekvence

- 90° impuls
- Spiny se začnou rozfázovávat



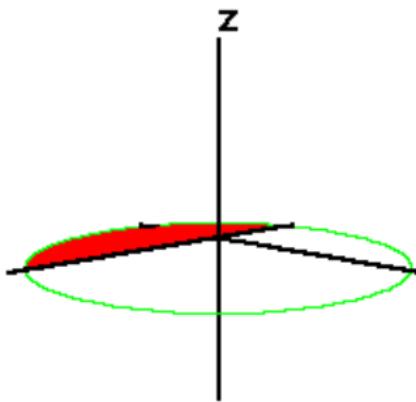
Spin-echo sekvence

- 90° impuls
- Spiny se začnou rozfázovávat



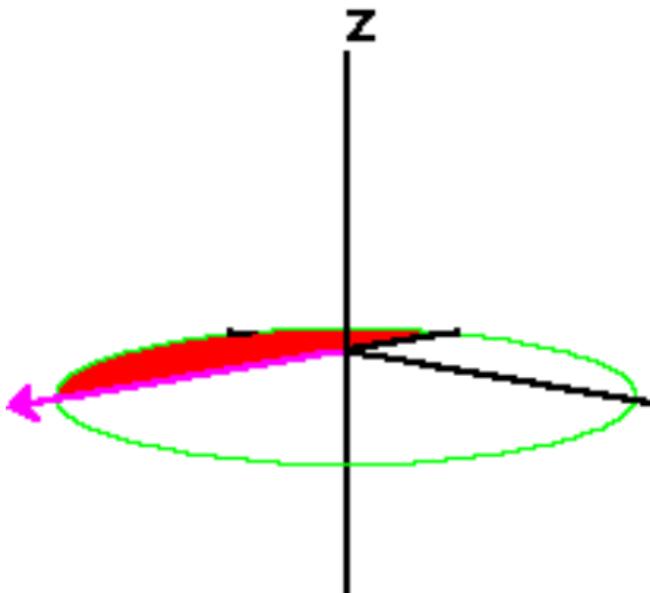
Spin-echo sekvence

- 90° impuls
- Spiny se začnou rozfázovávat



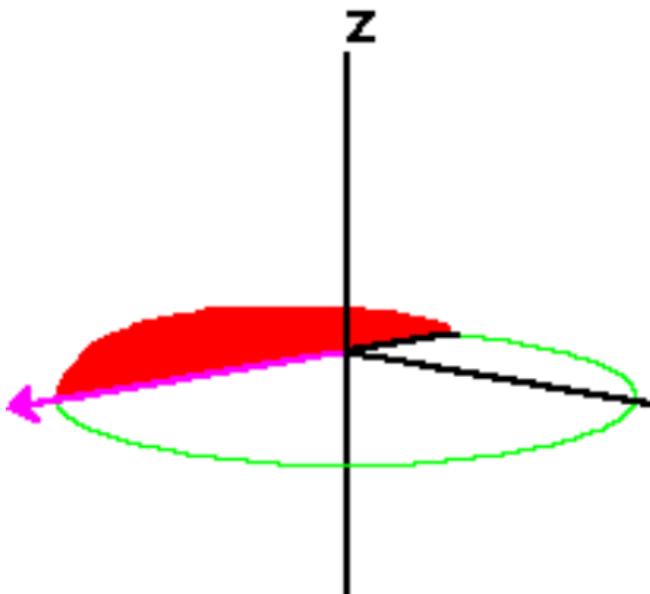
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'



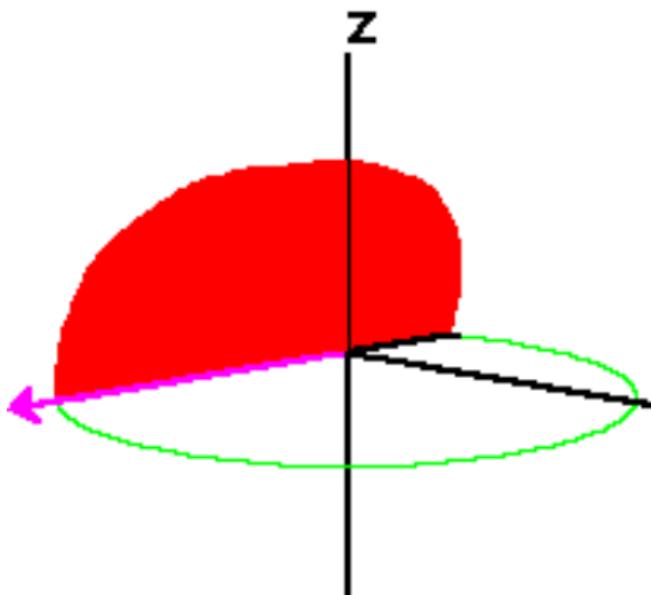
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'



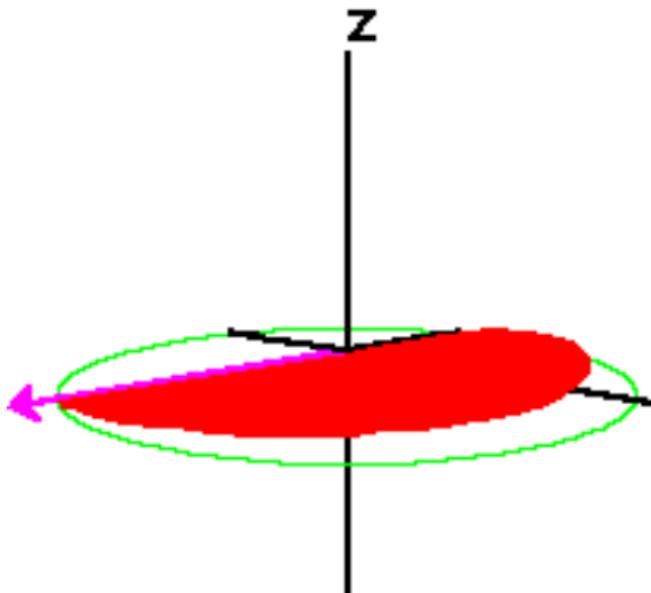
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'



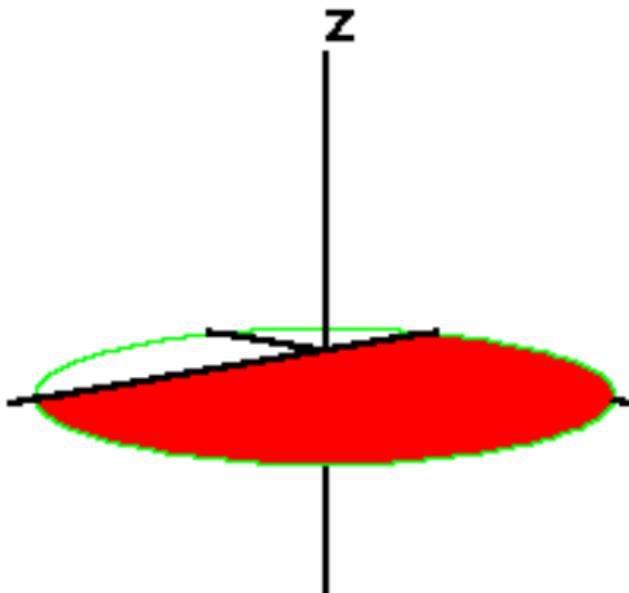
Spin-echo sekvence (2)

- 180° impuls — překlopení okolo x'



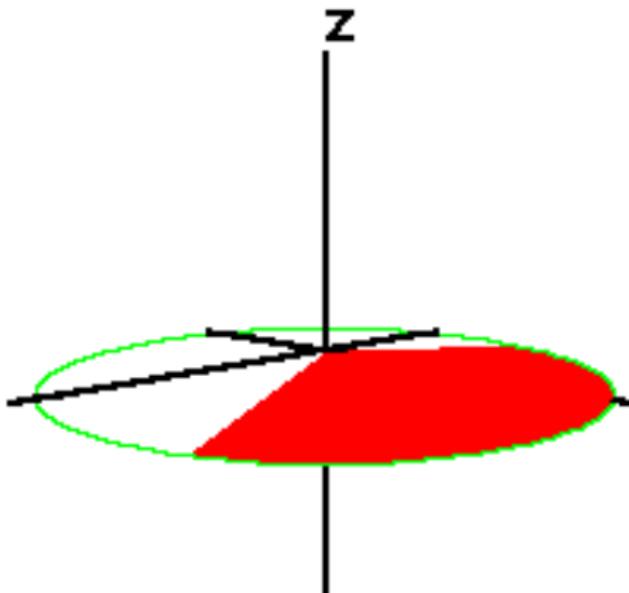
Spin-echo sekvence (2)

- 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



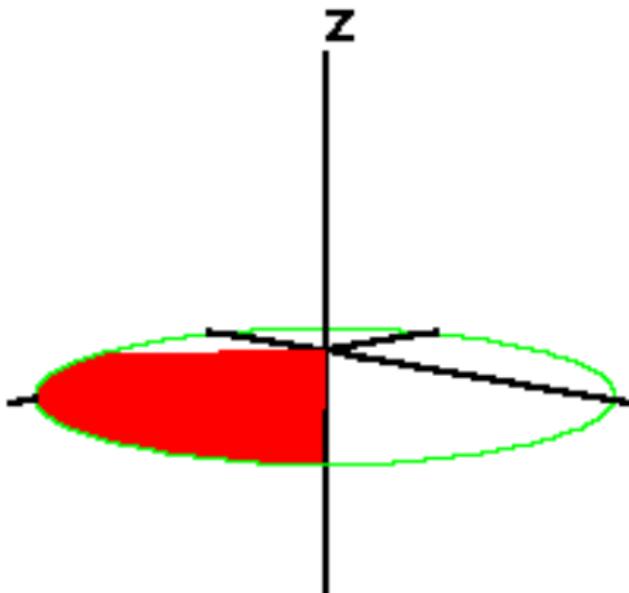
Spin-echo sekvence (2)

- 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



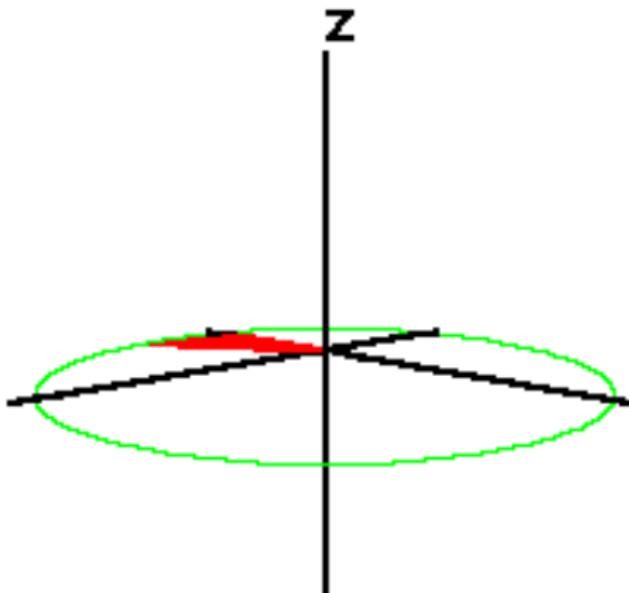
Spin-echo sekvence (2)

- 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



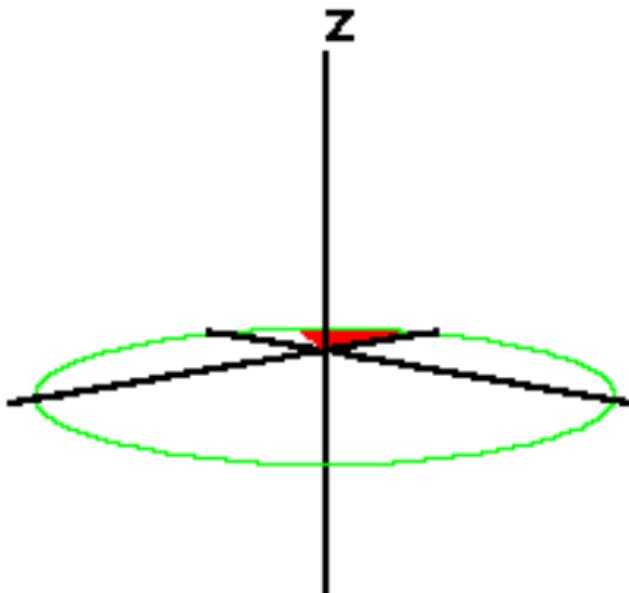
Spin-echo sekvence (2)

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



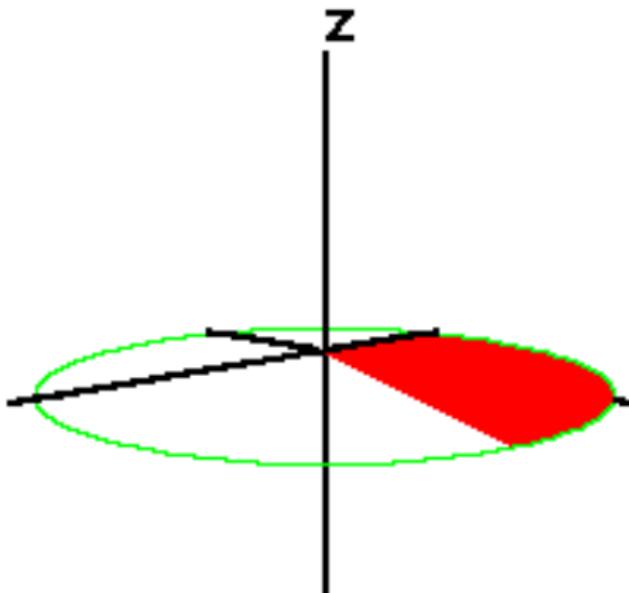
Spin-echo sekvence (2)

- 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



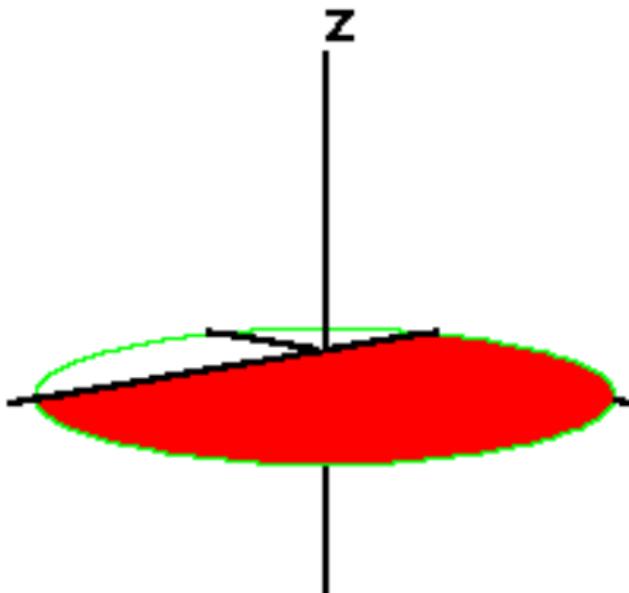
Spin-echo sekvence (2)

- 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



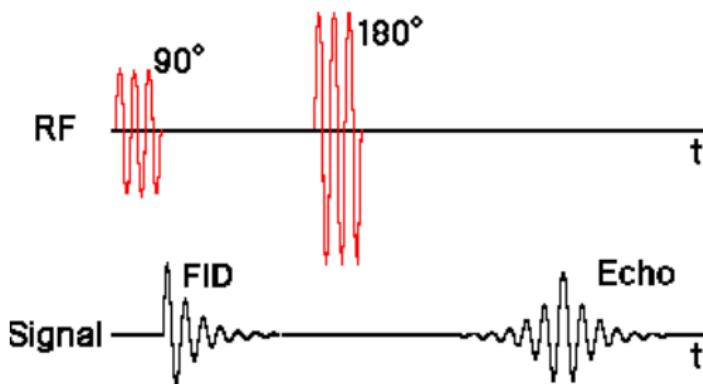
Spin-echo sekvence (2)

- 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



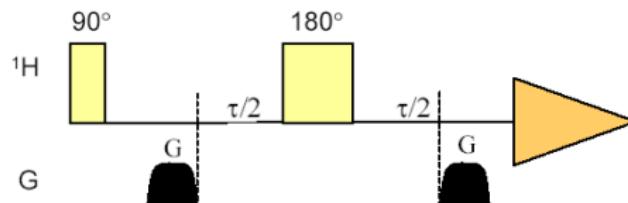
Spin-echo sekvence (2)

- 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

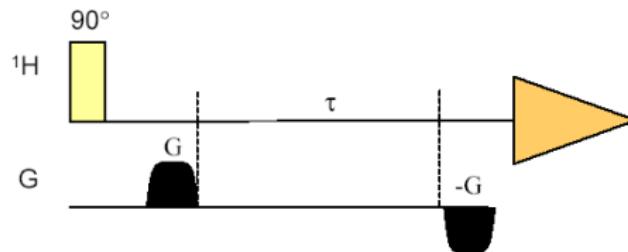


Excitace vybraných spinů

- Vzhledem k přítomnosti gradientu a velkému objemu vzorku je nutné kompenzovat imperfekce magnetického pole - používá se:
- Spinové echo



- Gradientní echo (nekompenzuje imperfekce pole)



Spin-echo sekvence (3)

Intenzita signálu

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

S — intenzita signálu

ϱ — hustota spinů

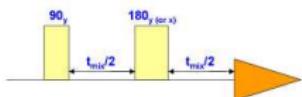
T_R — perioda opakování

T_E — čas mezi 90° pulsem a čtením

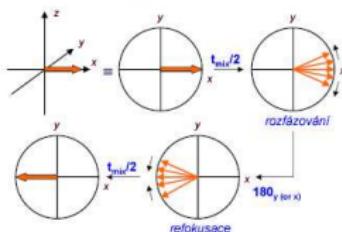
Měření magnetizace

Spinové echo

- Pulzní sekvence:

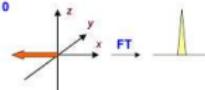


- Vektorová analýza po 90_y pulzu:

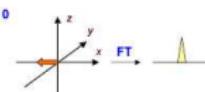


Spinové echo (pokračování)

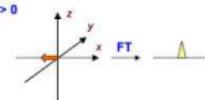
$$t_{mix} = 0$$



$$t_{mix} > 0$$



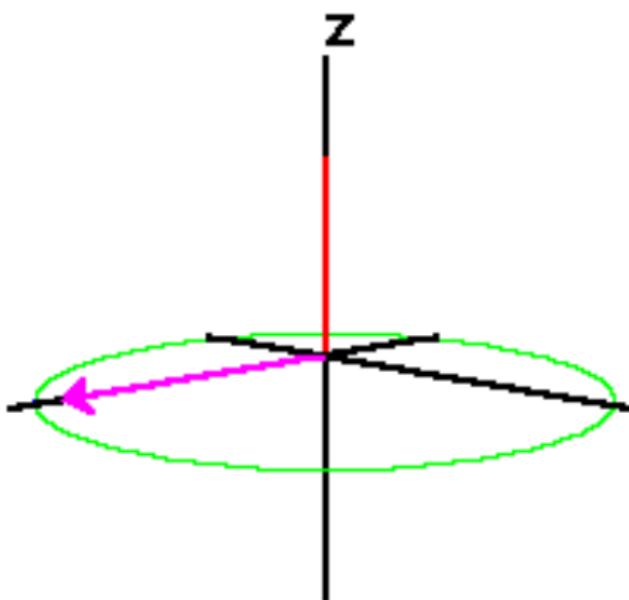
$$t_{mix} \gg 0$$



- V závislosti na t_{mix} získáme signál s měřicí se intenzitou, který závisí na relaxačním času T_2 .

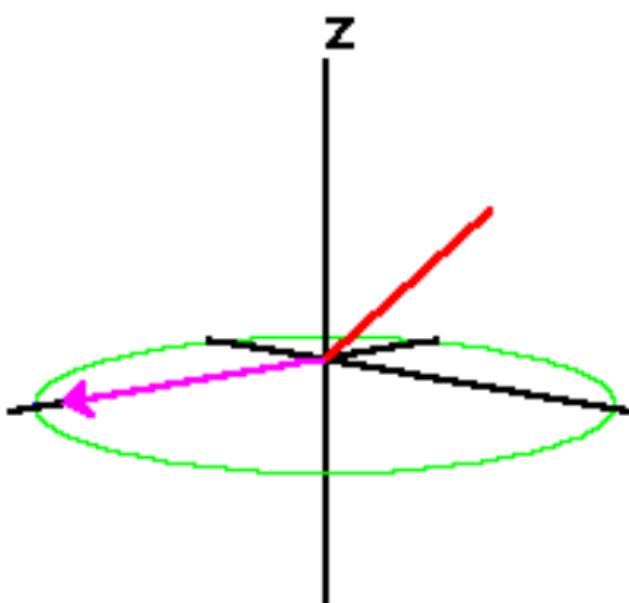
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$



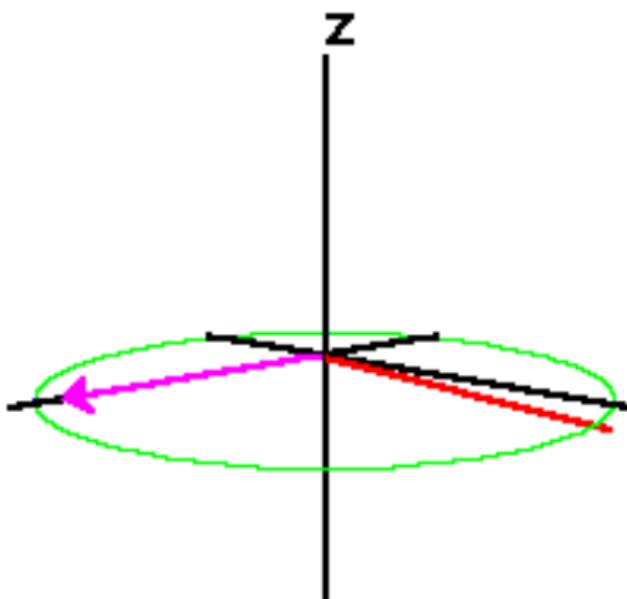
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$



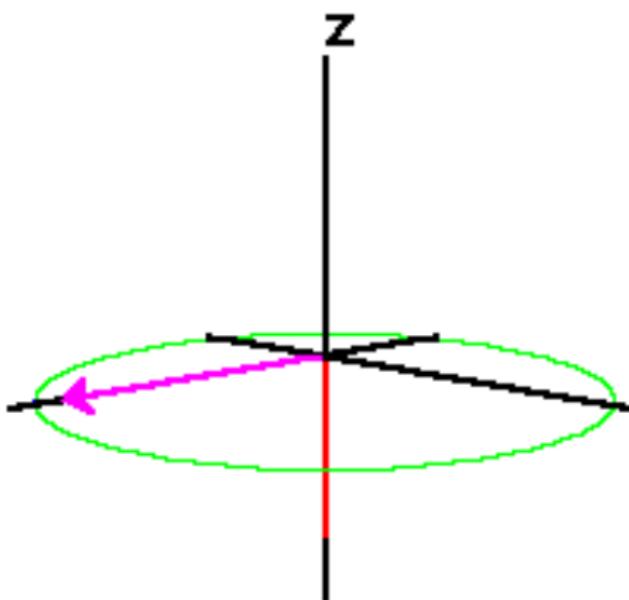
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$



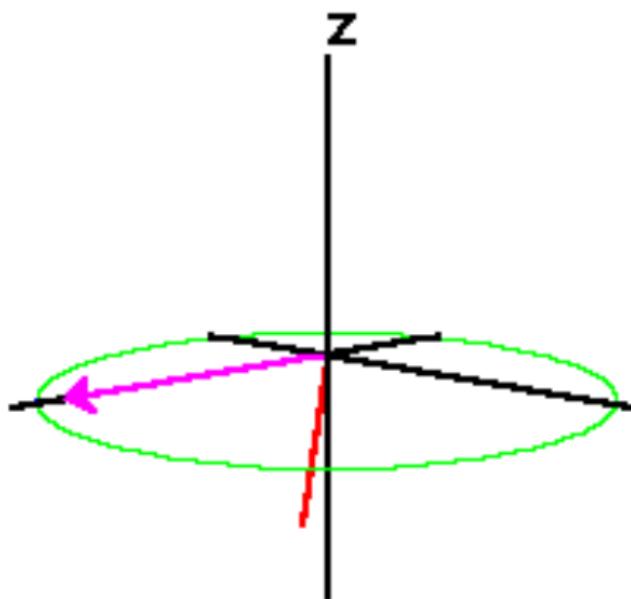
Inversion recovery sekvence

- 180° impuls \rightarrow magnetizace $-z$



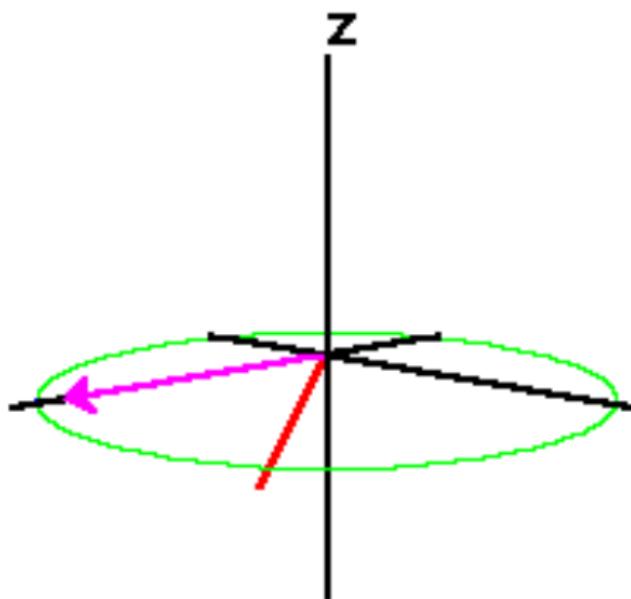
Inversion recovery sekvence

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



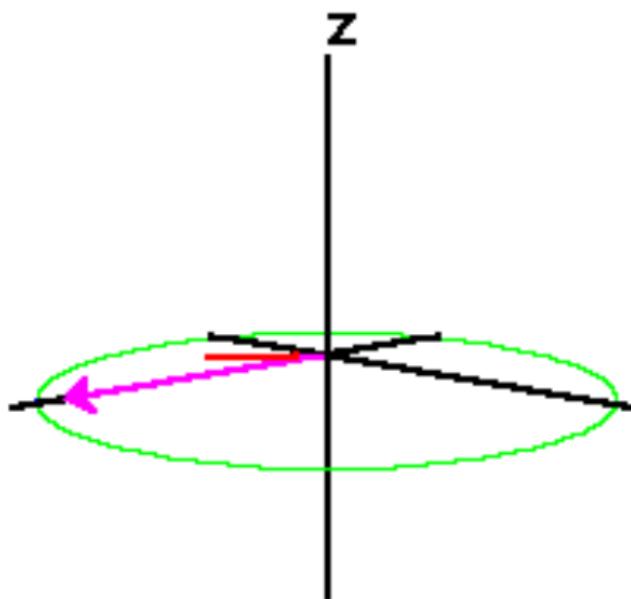
Inversion recovery sekvence

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



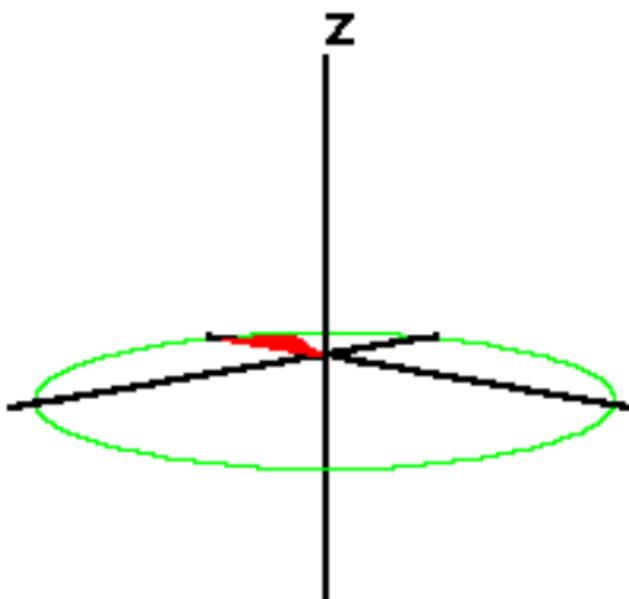
Inversion recovery sekvence

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



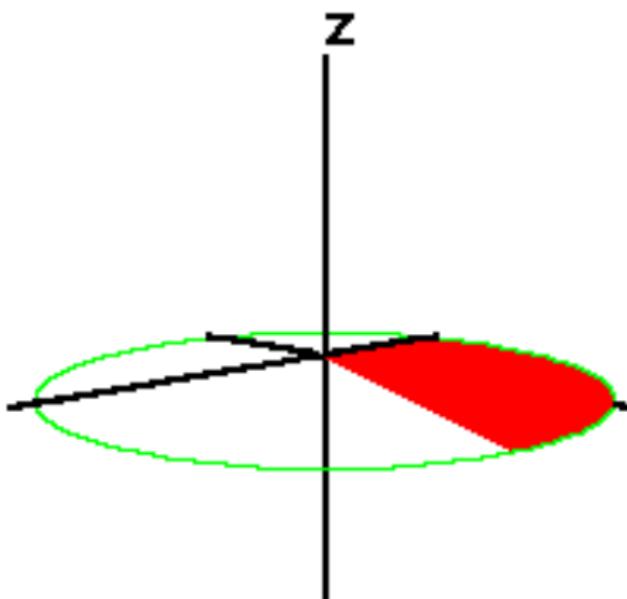
Inversion recovery sekvence

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



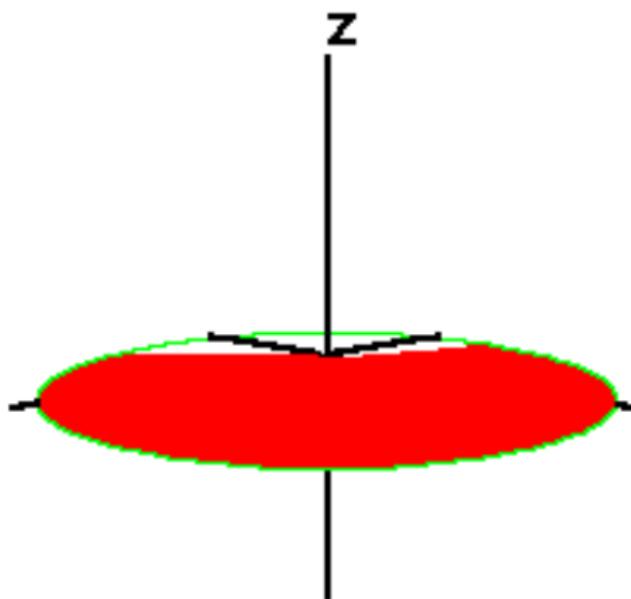
Inversion recovery sekvence

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



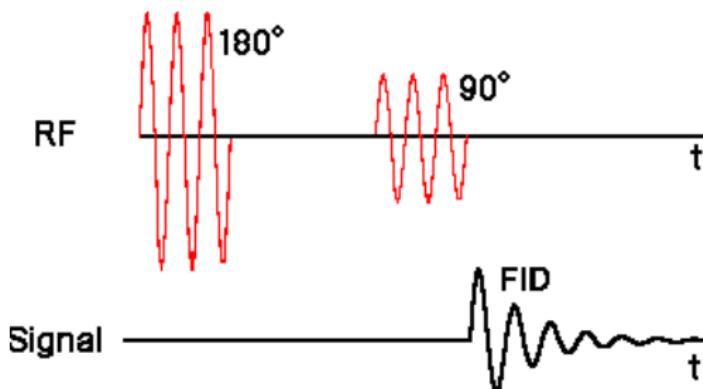
Inversion recovery sekvence

- 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

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

Intenzita signálu pro mnohonásobné opakování

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

S — intenzita signálu

ϱ — hustota spinů

T_R — perioda opakování

T_I — čas mezi oběma pulsy

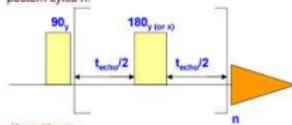
Měření magnetizace

Metody měření relaxačních dob

Závislost signálu na t_{mix} je exponenciálně klesající k nule.

$$I(t_{\text{mix}}) = I_0 \cdot e^{-t_{\text{mix}} / T_2}$$

Nejlepší metoda pro měření T_2 je sekvence CPMG (Carr, Purcell, Meiboom, Gill) – mnohonásobné spinové echo s konstantním echočasem a proměnným počtem cyklů n .



Komplikace

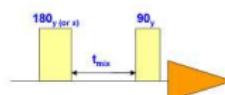
Spinové echo je ovlivněno J-interakcí
Velké množství putzů – nutnost velmi přesné kalibrace putzů, jinak vznikají artefakty.

Shnůru

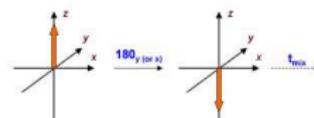
Přesné měření T_2 patří ve skutečnosti mezi obtížné experimenty.
Spinové echo se velmi často používá jako segment putznicí sekvencí s jiným určením.

Inversion recovery

- Podélaxační doba T_1 – návrat po inverzi (inversion recovery).



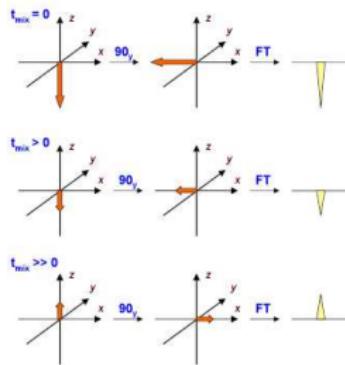
- Analýza pomocí vektorového modelu:



- Během směšovací periody t_{mix} necháme z-složku magnetizace relaxovat. Postupně v následujících experimentech měníme délku t_{mix} .

Měření magnetizace

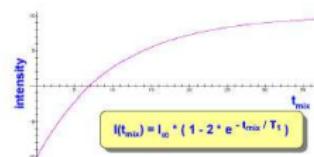
Inversion recovery (pokračování)



- V závislosti na mix získáme signál s měničí se intenzitou, který závisí na relaxačním čase T_1 .

Inversion recovery (pokračování)

- Když vyneseme závislost intenzity signálu na směšovacím čase t_{mix} , dostaneme exponenciální závislost.



- Veškeré 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

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

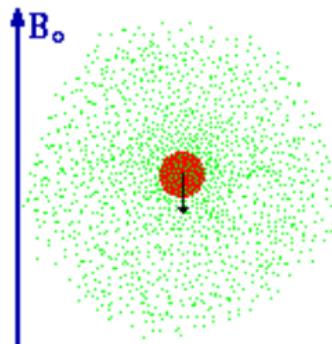
Rozlišení

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)

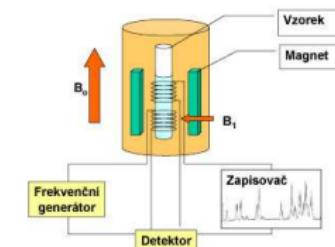
- = snížení intenzity magnetického pole vlivem chemických vazeb
- Snížení rezonanční frekvence
- Rezonanční frekvence se liší podle vazby atomu v molekule
- Rozdíl vyjadřujeme jako [ppm] (parts per million):

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

- 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 $\sim 3.5 \cdot 10^{-6}$

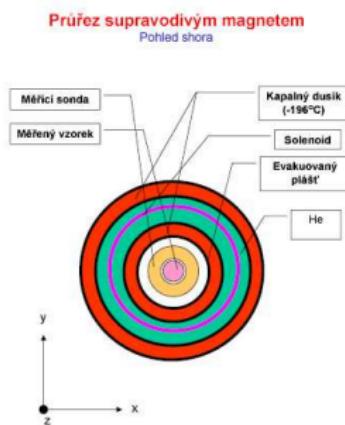
NMR spektroskopie

Vybrané kapitoly
z praktické NMR spektroskopie



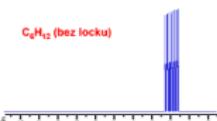
- **Magnet** – Většinou supravodivý. Pro speciální účely se ještě používají elektromagnety nebo permanentní magnety.
- **Zdroj RF záření (frekvenční generátor)** - Generuje střídavý proud (ω_0), který indukuje RF pole B_1 .
- **Detektor** – Detekuje odezvu souboru měřených jader. Odečítá nosnou frekvenci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

NMR spektroskopie

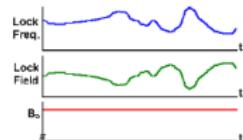


NMR spektroskopie

Stabilizace magnetického pole v čase



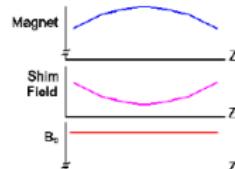
- Vlivem driftu B_0 dochází k postupné změně polohy měřeného signálu.
- Řešením je systém nazývaný „field lock“.



- Jedná se o jakési separátní NMR spektrometer, který pracuje nejčastěji se signálem deuteria a podle velikosti změny B_0 a tedy polohy signálu 2H 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**.

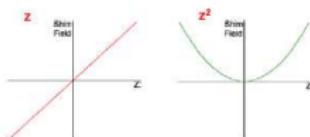


- Korekční cívky jsou umístěny okolo hlavní cívky v různých směrech a lze jimi definovaně modifikovat hlavní pole.

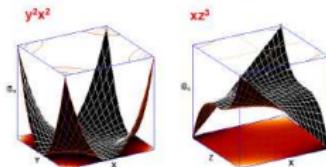
NMR spektroskopie

Homogenizace magnetického pole v prostoru

Cívky označené pouze **z** (jakýmkoliv rádem) jsou **axiální** (lze je ladit za rotaci vzorku).



Cívky označené jakýmkoliv rádem **x** nebo **y** jsou **radiální** (nemůže být ladit za rotaci vzorku).



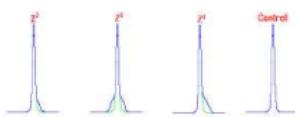
Homogenizace magnetického pole v prostoru

- Kritéria správného nashimování magnetu jsou:
 - velikost signálu deuteria z rozpouštědla
 - šířka čáry vybraného signálu ${}^1\text{H}$ (rozpouštědlo)
 - velikost FIDu
- Moderní NMR spektrometry mají polo- nebo automatické shimování (nejčastěji na principu využití pulsních gradientů magnetického pole).
- Nejčastější problémy při shimování:



NMR spektroskopie

Homogenizace magnetického pole v prostoru

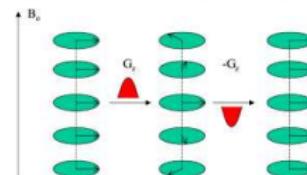


- Pro ladění z -tových cívek platí, že liché rády působí na čáru symetricky z obou stran, zatímco sudé rády pouze z jedné strany.

• Shimování vyžaduje **trpělivost!!!!**



Pulsní gradienty magnetického pole

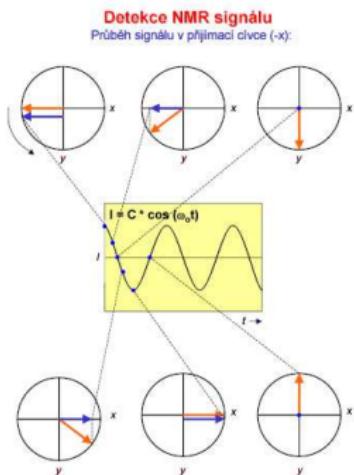


- Po aplikaci pulsního gradientu magnetického pole se efektivní magnetické pole B_{eff} , které působí na určitý spin a tím pádem i jeho resonanční frekvence ν a fáze φ stanou funkci polohy.

$$\begin{aligned} B_{\text{eff}} &= f(r) \\ F &= f(r) \end{aligned}$$

- Následuje-li po prvním gradientním pulsu druhý puls o stejném směru a velikosti, dojde k refokusaci jednotlivých vektorů magnetických momentů.

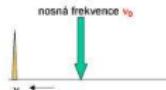
Detekce NMR signálu



Detekce NMR signálu

- Signál z přijímací čvky je tzv. **analogový**, to znamená v určitých mezech nabývá libovolných hodnot. Pokud jej převádime do počítače, je nutné jej převést na signál v **digitální podobě**.

- Podíváme se proto na vztah šířky spektra a rychlosti, kterou musíme data snímat, t. j. tzv. vzorkovací rychlosť (**sampling rate**):

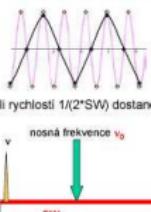


- Nyquistova teorie** říká, že je nutné vzorkovat minimálně dvojnásobkem rychlosti, která odpovídá signálu s nejvyšší frekvencí. Jinými slovy šířka spektra **SW** v Hz je rovna polovině rychlosti vzorkování **SR**.

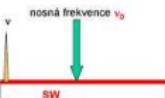
$$SR = 2 \cdot SW$$

Detekce NMR signálu

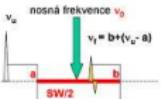
Detekce NMR signálu



- Vzorkujeme-li rychlosť $1/(2 \cdot SW)$ dostaneme následujúci výsledok:

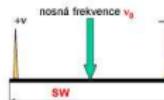


- Budeme-li vzorkovať polovičné rychlosťi, šírka spektra bude polovina pôvodného a dojde k tzv. preklopeniu signálu (aliasing, folding). Dojde teda k distorzi fáze signálu.

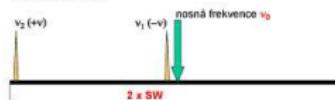


Kvadraturní detekce

- Jak ale môžeme rozlišiť signály s vyššou frekvenciu než ν_0 od signálu s frekvenciou nižšou?



- Jednou z možností je umiestniť nosnú frekvenciu na jeden koniec spektra tak, aby všetky signály mely frekvencie bud väčšie alebo menšie než ν_0 . V tomto prípade nie je nutné určovať znamienko.



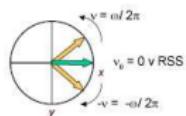
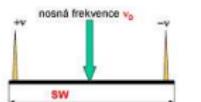
- Pri takovémto usporiadani vyskytujú sa dva nasledujuci problémy:

- Musíme použiť mnohem väčší výkon pri generovaní RF pulsu, protože musíme excitovať dvojnásobne veľkou oblasť ($2 \times SW$). S tím je spojený problém potreby väčšieho množstva bodov pamäti pre zachovanie stejného digitálneho rozlíšenia.

Detekce NMR signálu

Kvadraturní detekce

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



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

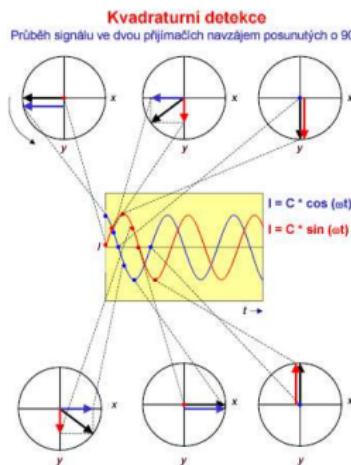
Kvadraturní detekce

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



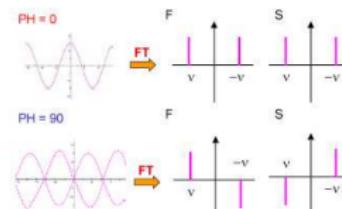
- Záleží odezva přijímače s fází 0° je pro oba signály shodná (\cos), přijímač s fází 90° detekuje signál s opačnou polaritou (\sin a $-\sin$).

Detekce NMR signálu

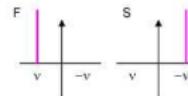


Kvadraturní detekce

- Po Fourierové transformaci dostaneme:



- Seřídíme-li signály z obou přijimačů, můžeme jednoduše rozlišit signály s opačnou fází.



NMR spektroskopie
Excitační sekvence
Chemický posun

Principy zobrazování
Kódování polohy
Zpětná projekce
Výběr 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

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

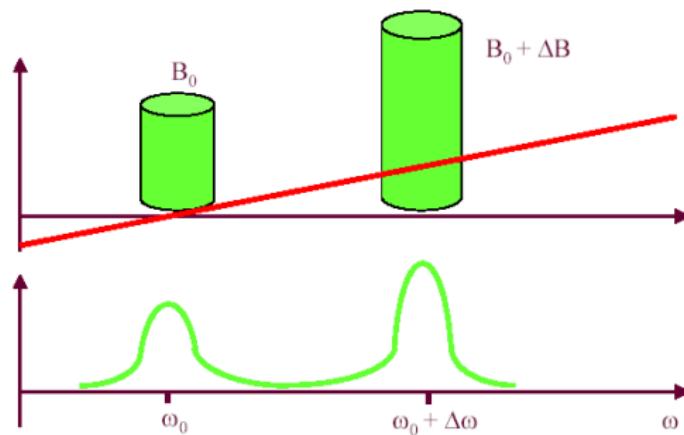
Matematický popis

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.



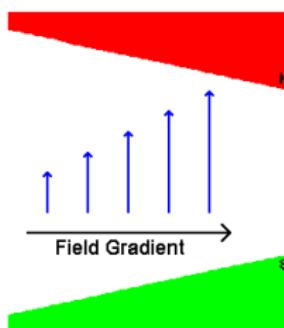
Většina biologických tkání obsahuje téměř všechn vodík vázaný v molekulách H_2O .

Gradient magnetického pole

$$f = \gamma B$$

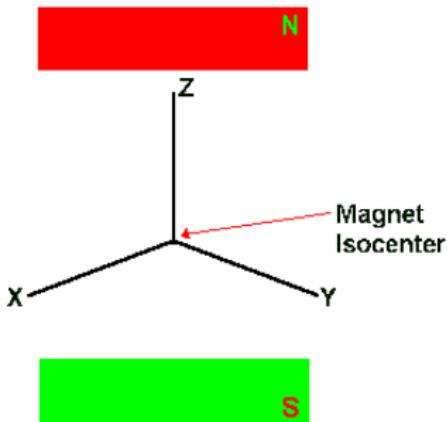
- Nechť intenzita magnetického pole B je funkcí polohy
- $\rightarrow f$ spinů bude funkcí polohy

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



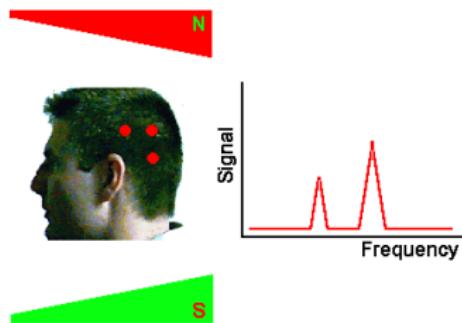
Isocentrum magnetu

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

Zakódování prostorové informace do signálu

Frekvenční kódování

- Máme tři zkumavky s odlišnými souřadnicemi x, y .
- Provedením dvou experimentů s gradientem G_x , respektive G_y můžeme určit pozici zkumavek.
- Pokud by zkumavky neměly kruhový průřez, je třeba měnit směr gradientu v menších krocích ($1^\circ - 2^\circ$).
- Frekvenční kódování probíhá při detekci signálu.

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

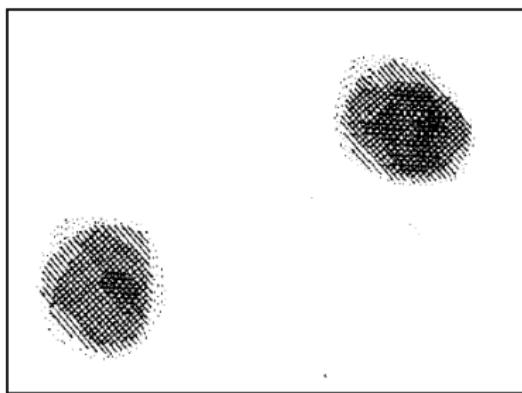
Rekonstrukce

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



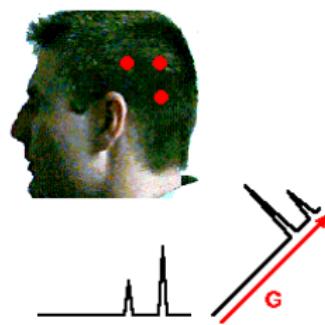
Zpětná projekce pro MRI (2)

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



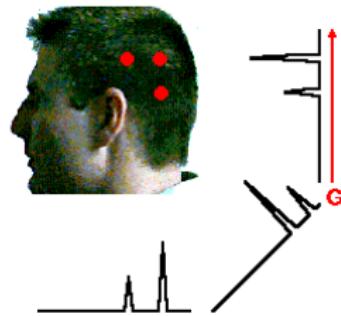
Zpětná projekce pro MRI (2)

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



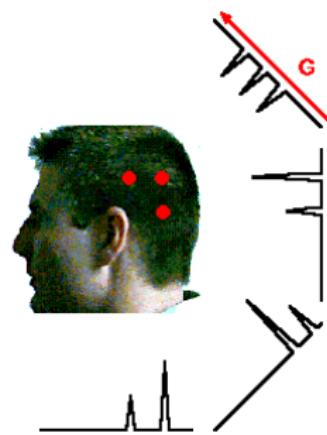
Zpětná projekce pro MRI (2)

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



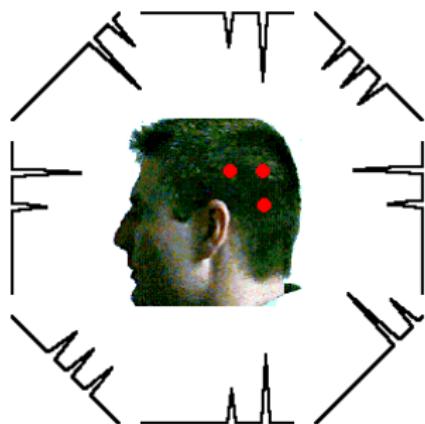
Zpětná projekce pro MRI (2)

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



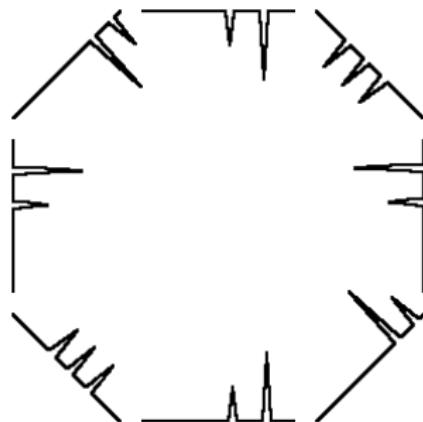
Zpětná projekce pro MRI (2)

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



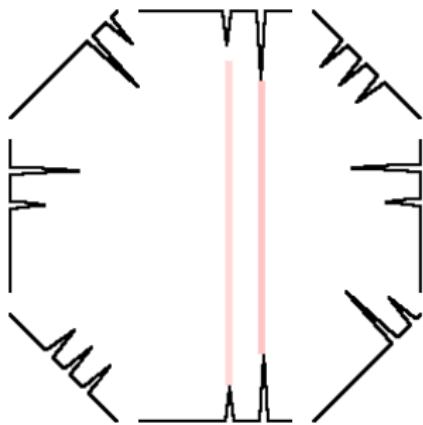
Zpětná projekce pro MRI (2)

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



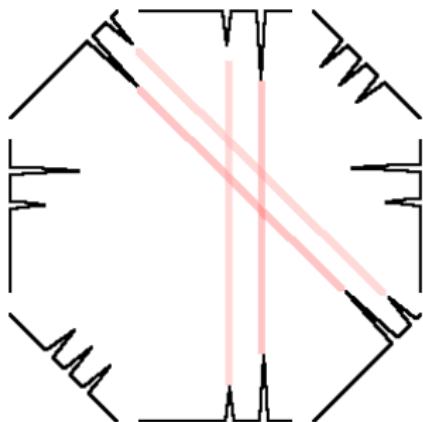
Zpětná projekce pro MRI (2)

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



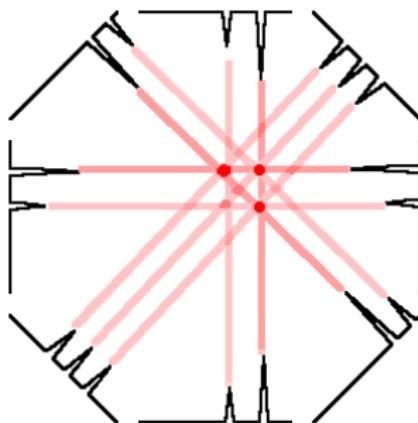
Zpětná projekce pro MRI (2)

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



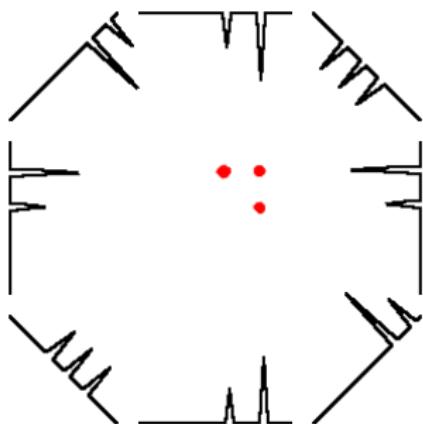
Zpětná projekce pro MRI (2)

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



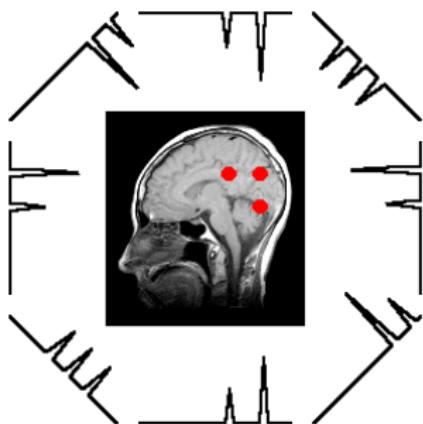
Zpětná projekce pro MRI (2)

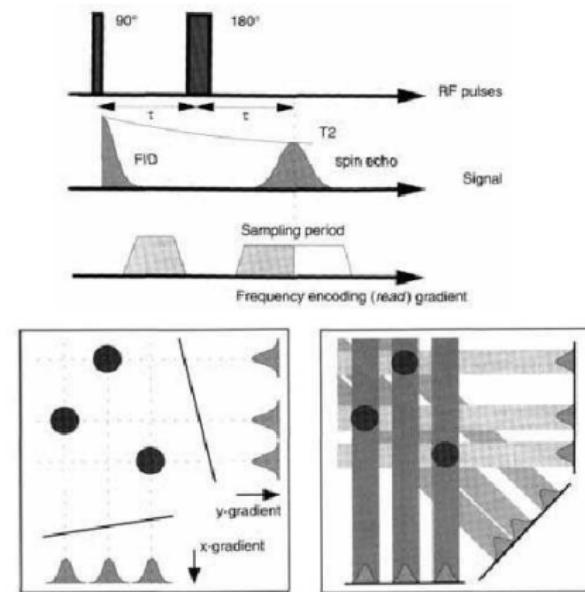
- Objekt je vložen do magnetického pole
- Gradient ve směru y , sejmeme spektrum
- Zopakujeme pro další úhly
- Zpětná projekce
- nebo lépe Radonova transformace



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

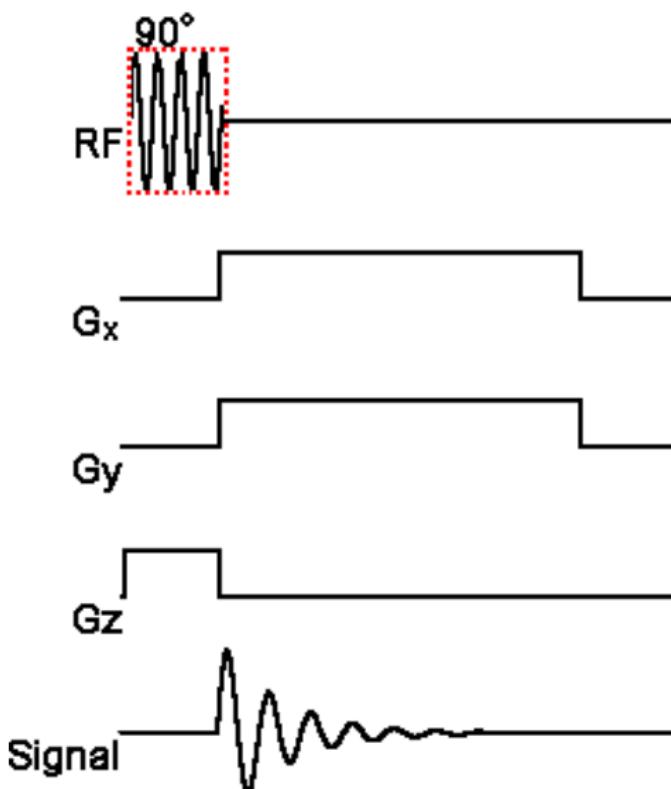
$$G_x = G_f \sin \varphi$$

$$G_y = G_f \cos \varphi$$

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

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

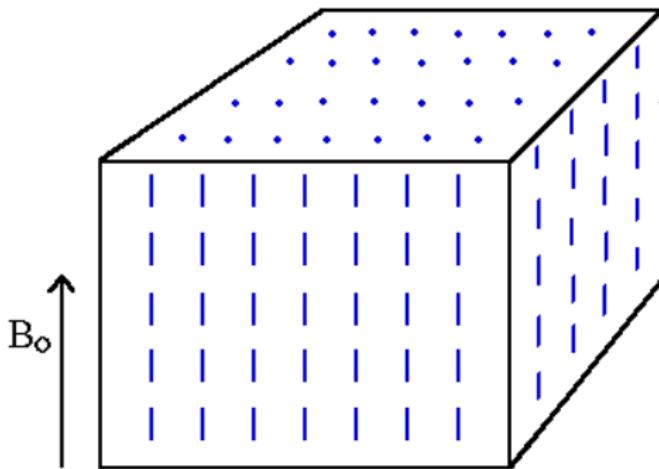
Rekonstrukce

Rozlišení

Výběr řezu (Slice selection)

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

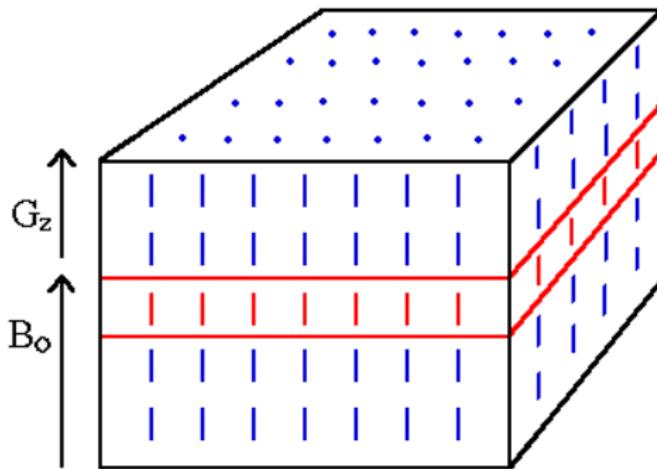
$$\gamma(B_0 + zG_z) = f$$



Výběr řezu (Slice selection)

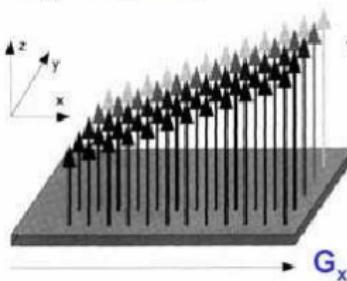
- Gradient G_z během excitačního RF pulsu s frekvencí f
- Jen spiny s odpovídající rezonanční frekvencí jsou excitovány

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



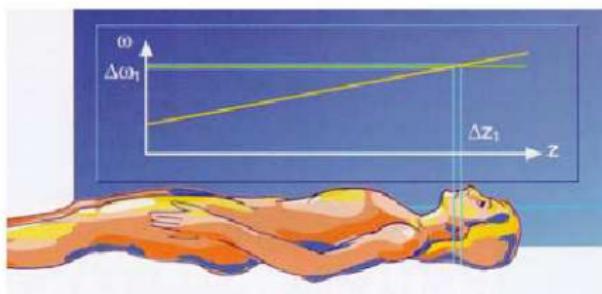
Výběr vrstvy v 3D objektu

- Magnetické pole B_0 v ose z.
- Aplikace gradientu magnetického pole: $B = B_0 + G_z z$
(pro výběr vrstvy kolmé k z; obecně potřebujeme gradienty G_z, G_x, G_y , např. $G_x = dB_z / dx$).



- Použití selektivních RF pulzů s excitační šířkou $\Delta\omega_{rf}$.

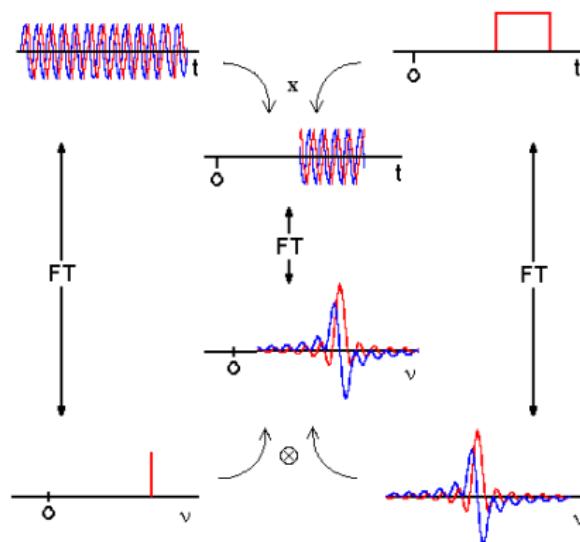
- Použití selektivních RF pulzů s excitační šířkou $\Delta\omega_1$.



- Tloušťka vrstvy se nastavuje silou gradientu (nebo selektivitou pulzu).
- Typické hodnoty: $G = 4 \text{ mT.m}^{-1}$
- 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.

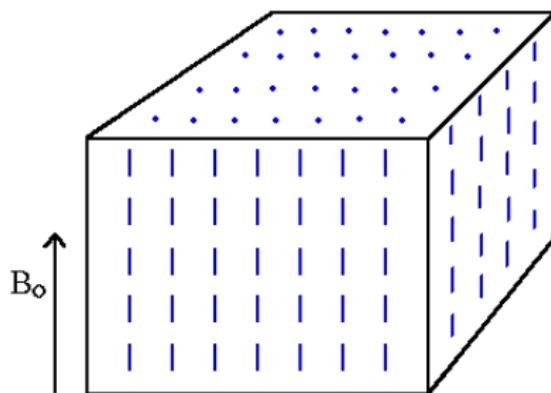
Tvar RF impulsu

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



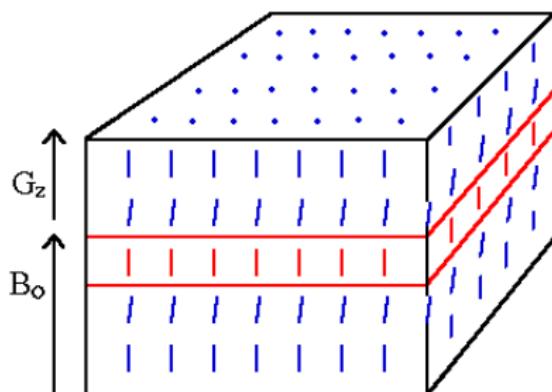
Tvar RF impulsu

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



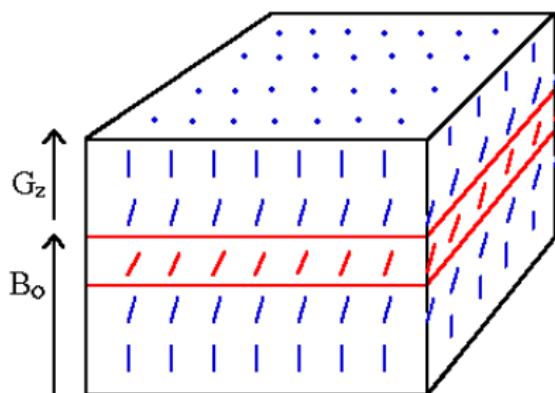
Tvar RF impulsu

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



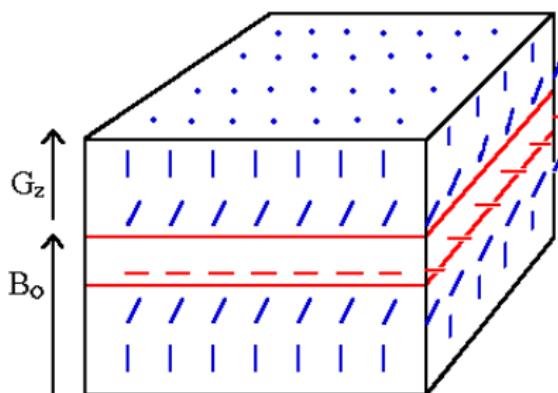
Tvar RF impulsu

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



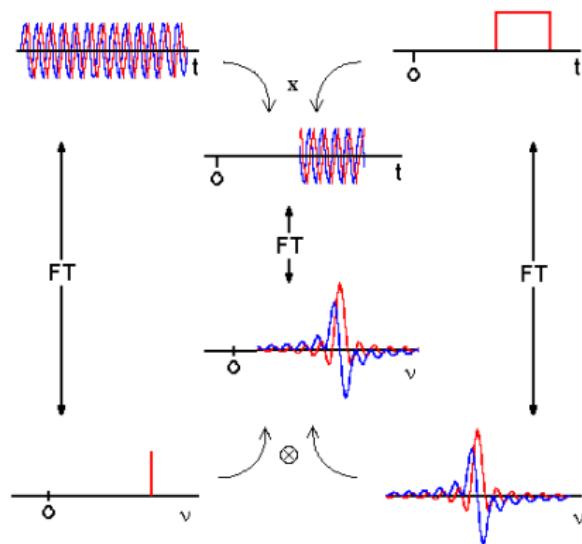
Tvar RF impulsu

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



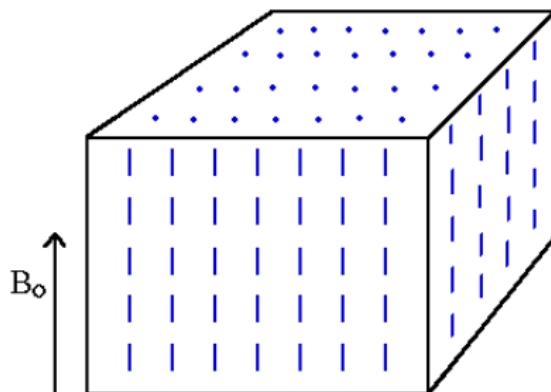
Tvar RF impulu (2)

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



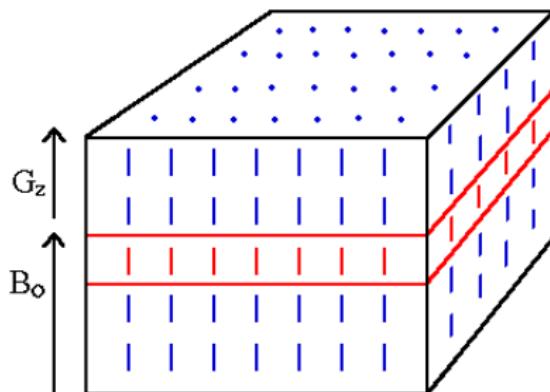
Tvar RF impulsu (2)

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



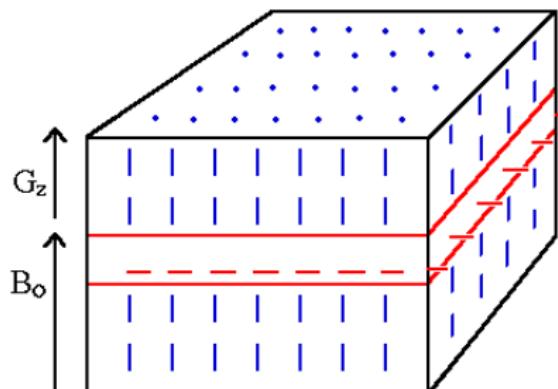
Tvar RF impulsu (2)

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



Tvar RF impulsu (2)

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



Tvar RF impulsu (3)

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

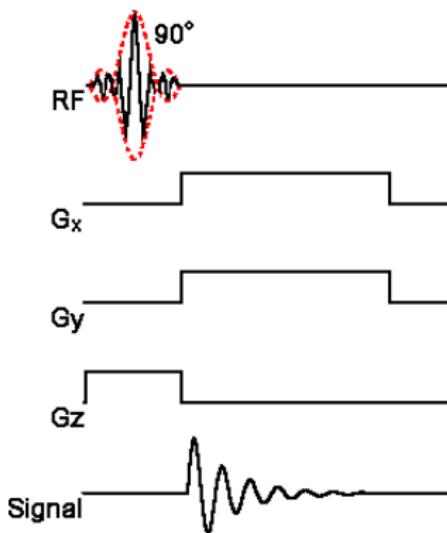
Šířka řezu:

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

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

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)

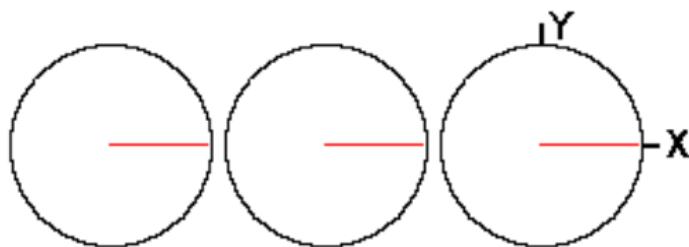
Nový typ

- Gradient fázového kódování
(phase encoding gradient)

Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

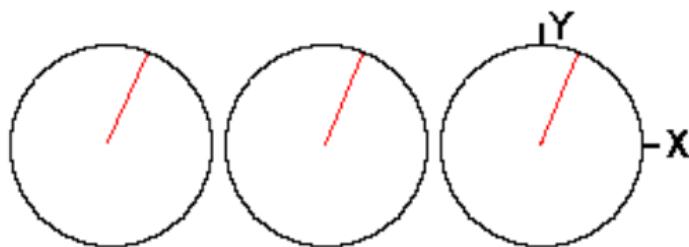
- Tři spiny v konstantním **B** rotují se stejnou f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

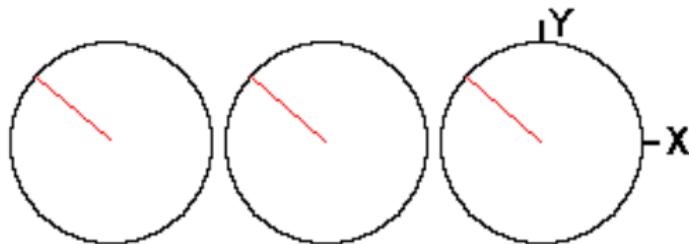
- Tři spiny v konstantním **B** rotují se stejnou f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

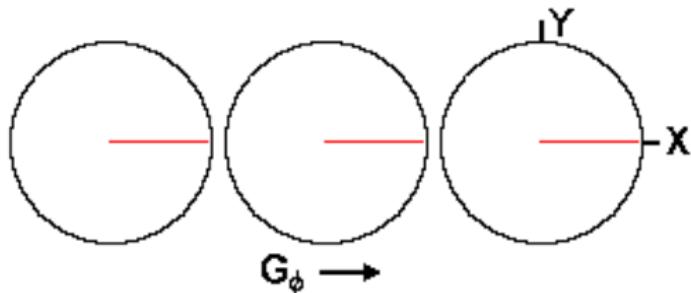
- Tři spiny v konstantním **B** rotují se stejnou f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

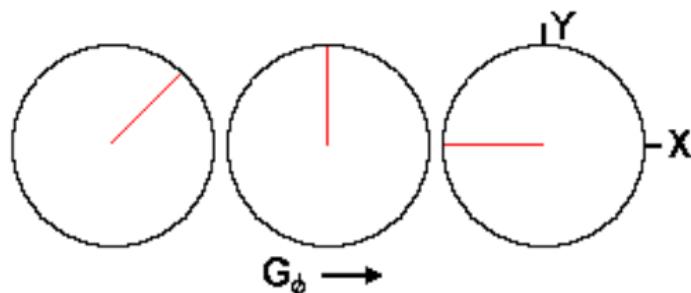
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\phi \rightarrow$ rozdílná f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

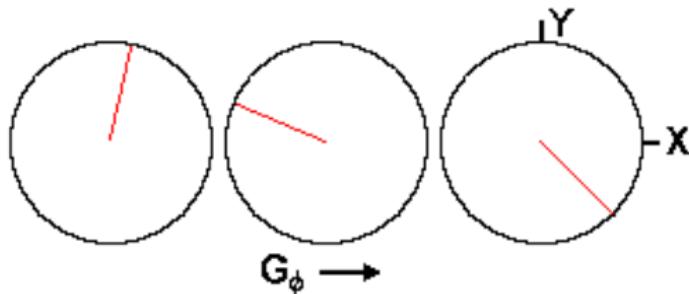
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\phi \rightarrow$ rozdílná f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

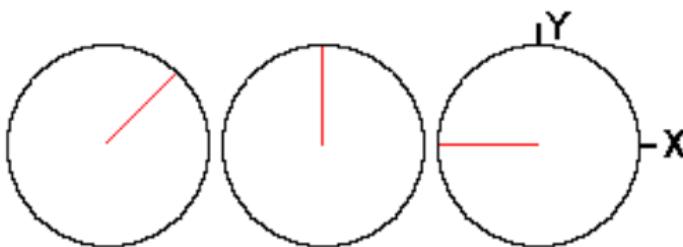
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\phi \rightarrow$ rozdílná f



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

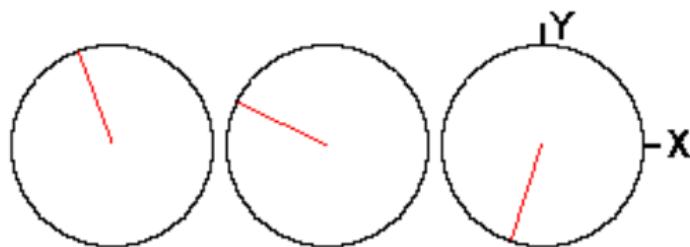
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\varphi \rightarrow$ rozdílná f
- Vypnutí $G_\varphi \rightarrow$ stejná f ale rozdílná fáze



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

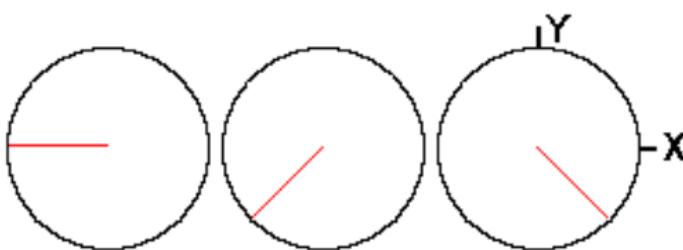
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\varphi \rightarrow$ rozdílná f
- Vypnutí $G_\varphi \rightarrow$ stejná f ale rozdílná fáze



Gradient fázového kódování

(Phase encoding gradient)

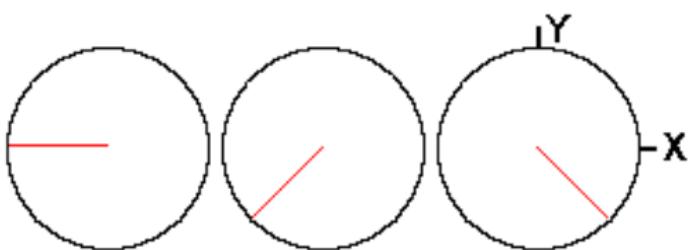
- Tři spiny v konstantním \mathbf{B} rotují se stejnou f
- Gradient $G_\varphi \rightarrow$ rozdílná f
- Vypnutí $G_\varphi \rightarrow$ stejná f ale rozdílná fáze



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



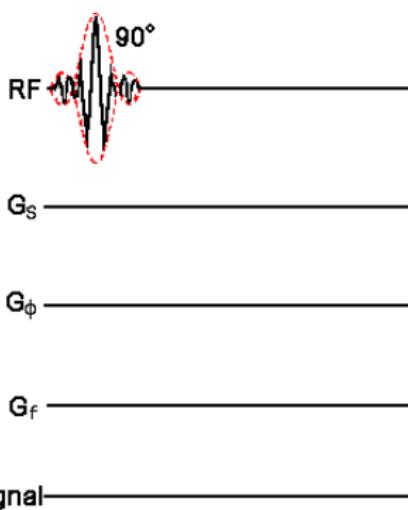
Zakódování prostorové informace do signálu - pokrač.

Fázové kódování

- Aplikace gradientu různé síly (A-D) a polarity před detekcí signálu.
- Míra rozfázování každého spinu závisí na síle gradientu a jeho poloze.
- Ve FIDu mají všechny signály stejnou frekvenci, ale různou fázi.

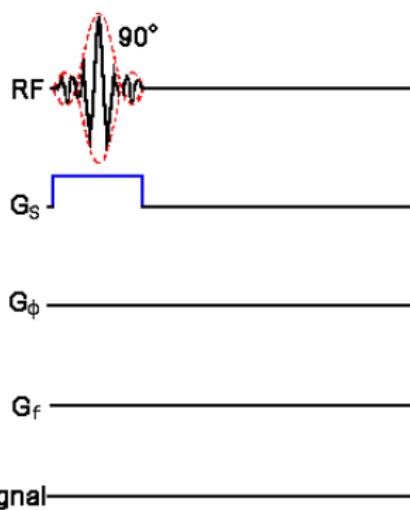
Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- RF impuls



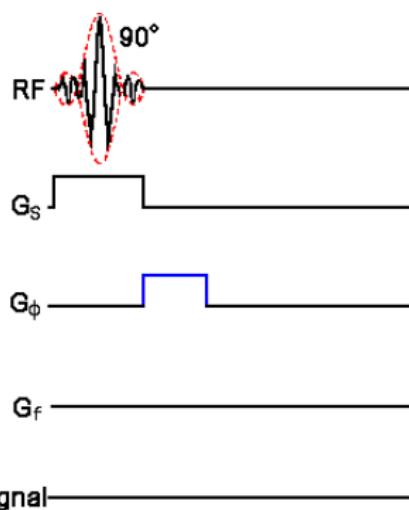
Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- Gradient výběru řezu



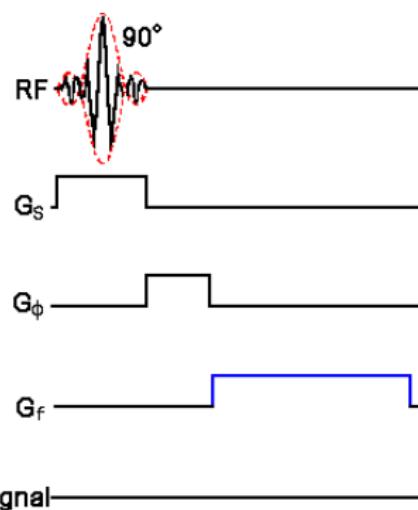
Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- Gradient fázového kódování (před snímáním)



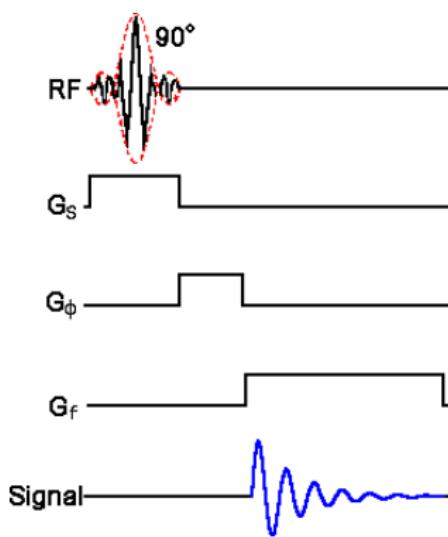
Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- Gradient frekvenčního kódování (během snímání)



Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

- Snímání signálu

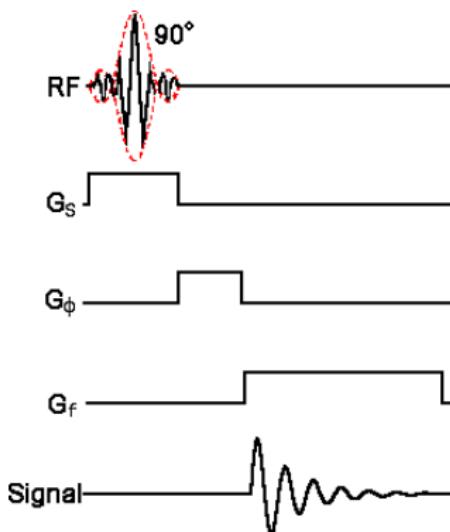


Časový diagram Fourierovské MRI sekvence

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

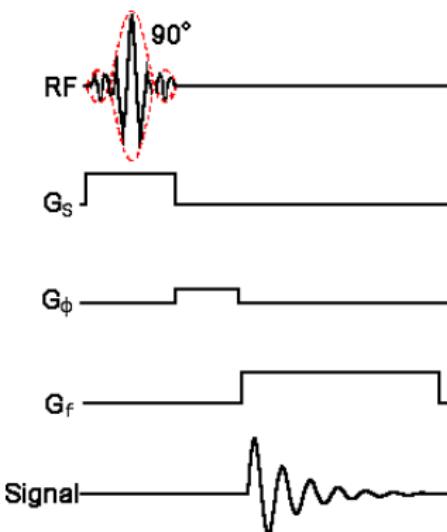
Sekvence excitací

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



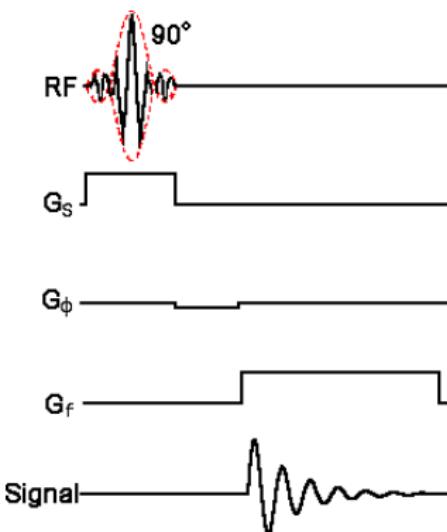
Sekvence excitací

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



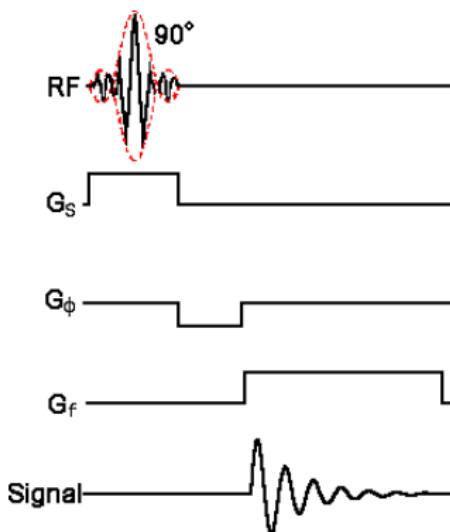
Sekvence excitací

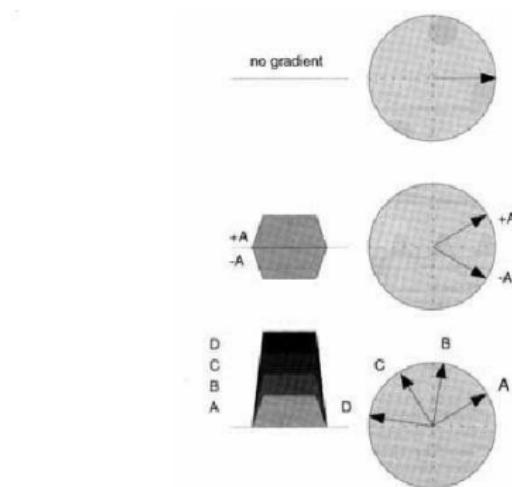
- Diagram zachycuje jednu excitaci
- Pro nasnímání jednoho 2D řezu potřebujeme nejčastěji $128 \sim 512$ excitací
- Interval mezi excitacemi T_R (repetition time)
- Intenzita gradientu fázového kódování G_ϕ je různá (\pm)



Sekvence excitací

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





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

- K získání n pixelů v 1 doméně je třeba opakovat experiment n -krát.

Poznámka: Orientace roviny řezu

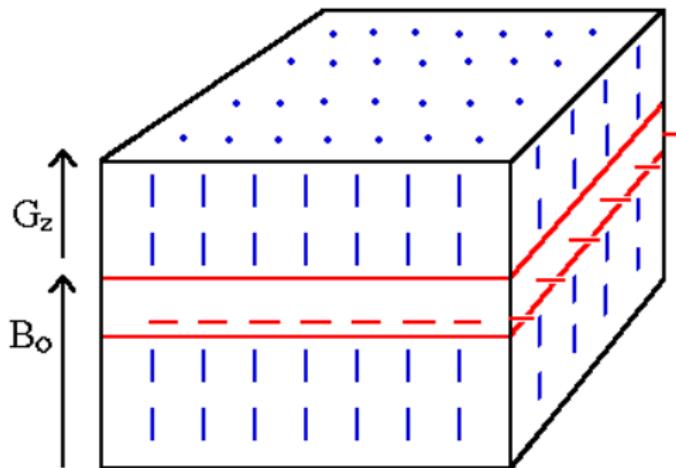
- Orientace řezu může být libovolná — xy, yz, xz , nebo i šikmá
- Všechny gradienty mění složku B_z
- Gradient frekvenčního kódování v rovině řezu
- Gradient fázového kódování v rovině řezu
- Gradient výběru řezu kolmý na rovinu řezu

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 .

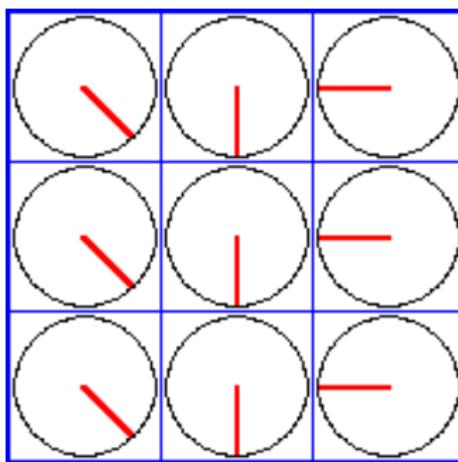
Makroskopický pohled

- Řez je excitován



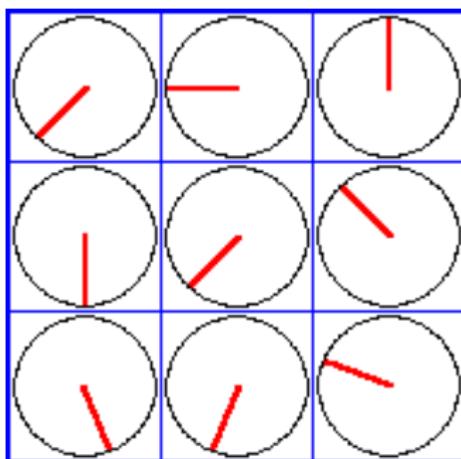
Makroskopický pohled

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



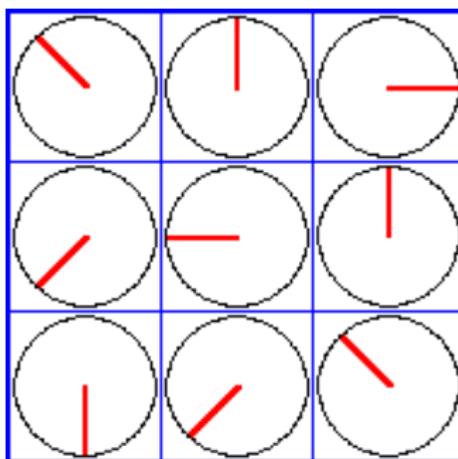
Makroskopický pohled

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



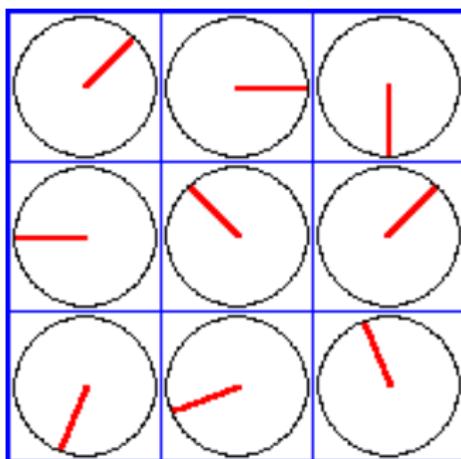
Makroskopický pohled

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



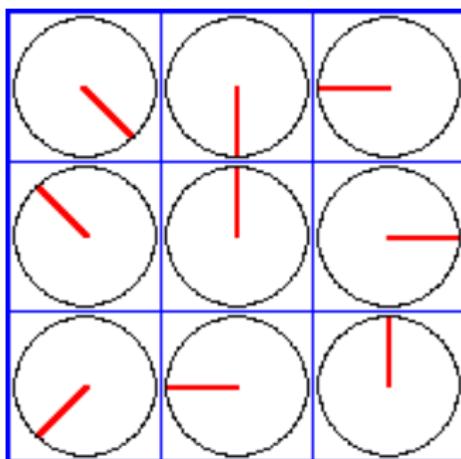
Makroskopický pohled

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



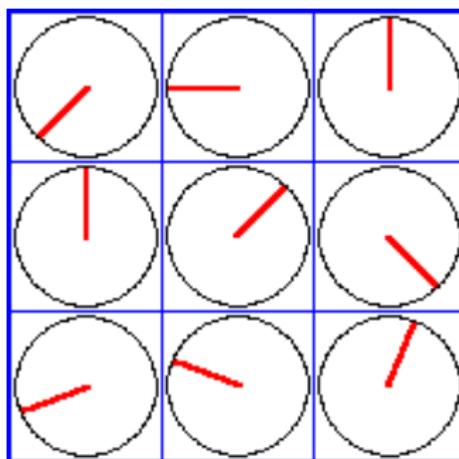
Makroskopický pohled

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



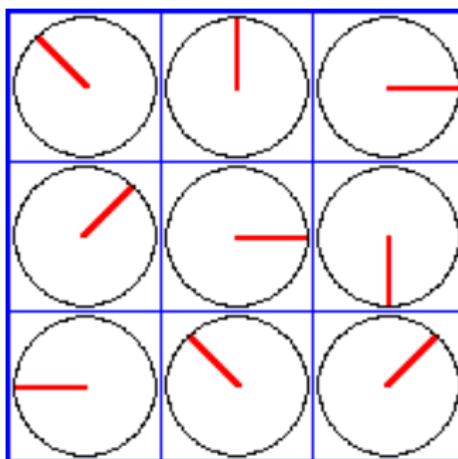
Makroskopický pohled

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



Makroskopický pohled

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



Celý zobrazovací experiment

- Výběr vrstvy zajištěn gradientem G_z a selektivním pulzem.
 - G_x a G_y jsou použity pro kódování polohy v rovině xy.
 - Při použití frekvenčního kódování s k získání prostorové informace použije zpětná projekce.
- Jinak: **2D FT metoda** - tak se to dnes opravdu dělá - kombinace frekvenčního a fázového kódování.
- G_y je fázově kódovací gradient (tzv. přípravný), během detekce je zapnutý G_x pro frekvenční kódování (tzv. čtecí).
 - V dalším kroku je změněna intenzita G_y , celkem n kroků pro rozlišení n pixelů v y-doméně.

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

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 $f = \gamma B$:

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

Časově proměnné magnetické pole

Přijímaný (komplexní) signál:

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

pro stacionární pole B :

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

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:

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

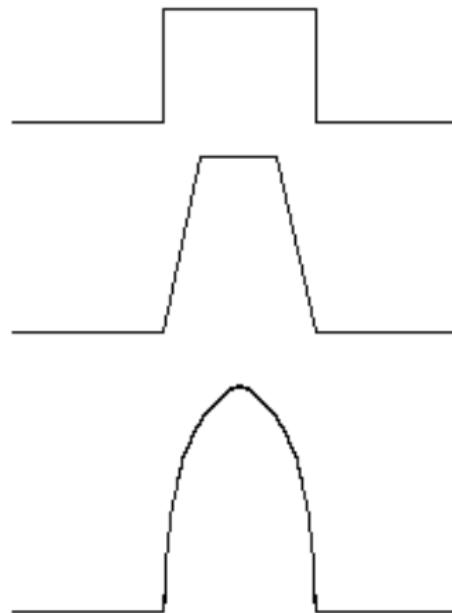
→ nezáleží na průběhu, jen na integrálu.

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 :

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

Kvadraturní demodulace

Signál

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

Kvadraturní 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

$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_f t \quad \frac{\gamma}{2\pi} G_\phi \tau_\phi$$

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

k-prostor, signál z řezu

Demodulovaný signál z jednoho bodu:

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

Signál z celého řezu:

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

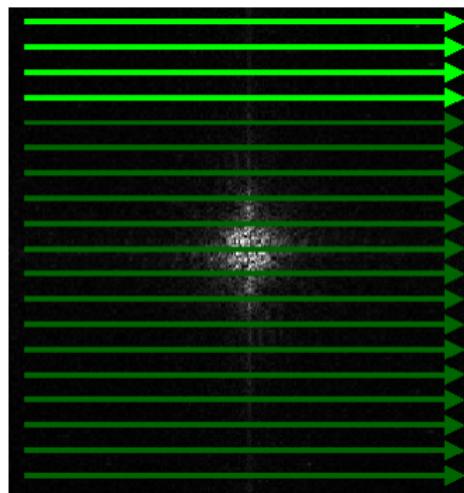
kde $\rho(x, y)$ je hustota spinů.

→ 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 určená časovým průběhem gradientů.

Zobrazovaný prostor (Field of view, FOV)

- Signál v k prostoru vzorkujeme s krokem

$$\Delta k_x = \frac{\gamma G_f t_{\text{samp}}}{2\pi} \quad \Delta k_y = \frac{\gamma \Delta G_\phi \tau_\phi}{2\pi}$$

- Vzorkovací věta \rightarrow zobrazovaný objekt musí být menší než

$$\text{FOV}_x = \frac{1}{\Delta k_x} = \frac{2\pi}{\gamma G_f t_{\text{samp}}}$$

$$\text{FOV}_y = \frac{1}{\Delta k_y} = \frac{2\pi}{\gamma \Delta G_\phi \tau_\phi}$$

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

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

NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

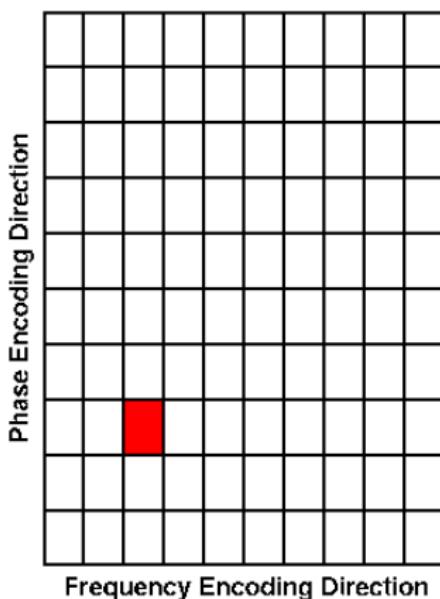
Rozlišení

Jak se z toho dostane obraz ?????

- Matici dat nazveme K-prostorem. Vodorovně (k_1) máme jednotlivé FIDy (obsahují frekvenční kódování)
- Ve sloupcích (k_2) máme informaci zakódovanou fázově.
- Po Fourierově transformaci v obou dimenzích získáme obraz.

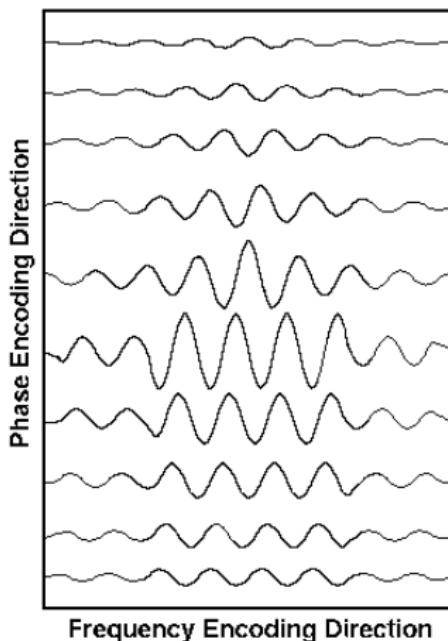
Rekonstrukce řezu

- Jediný aktivní pixel



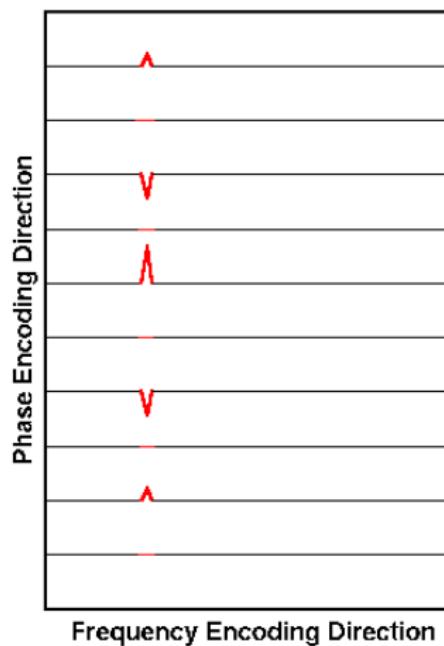
Rekonstrukce řezu

- Signál z 10 excitací s různým G_ϕ



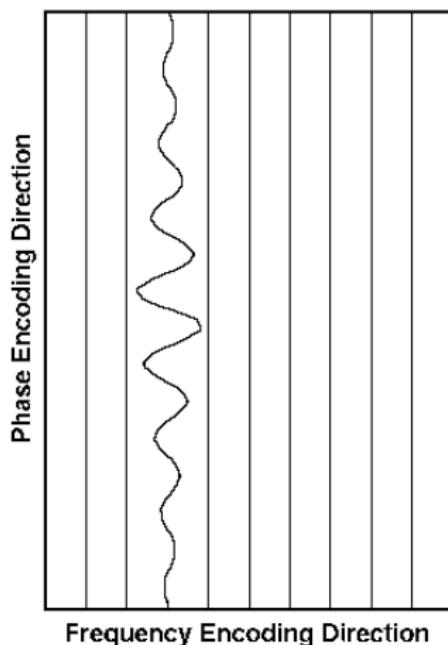
Rekonstrukce řezu

- FT signálu dle x



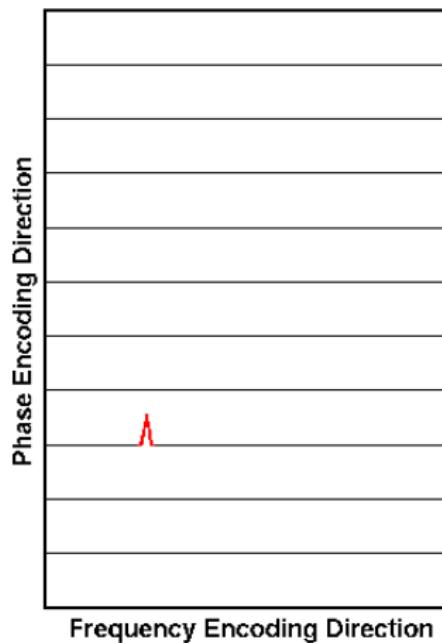
Rekonstrukce řezu

- Pohled s jemnějším vzorkováním



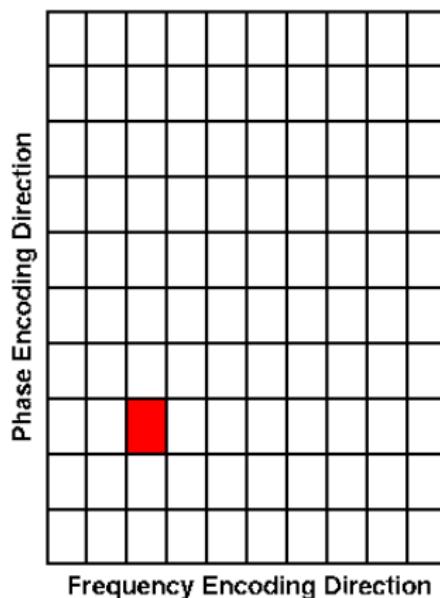
Rekonstrukce řezu

- FT dle y



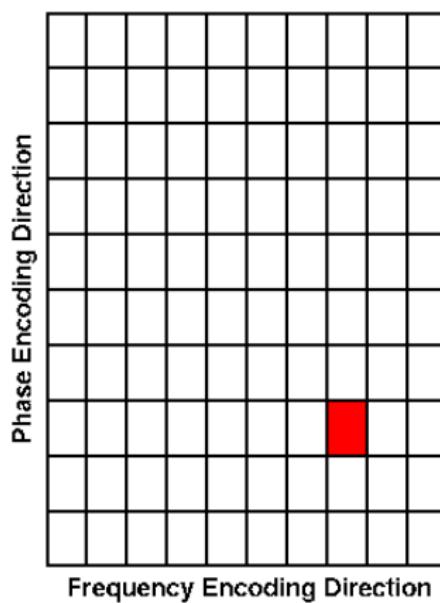
Rekonstrukce řezu

- originál



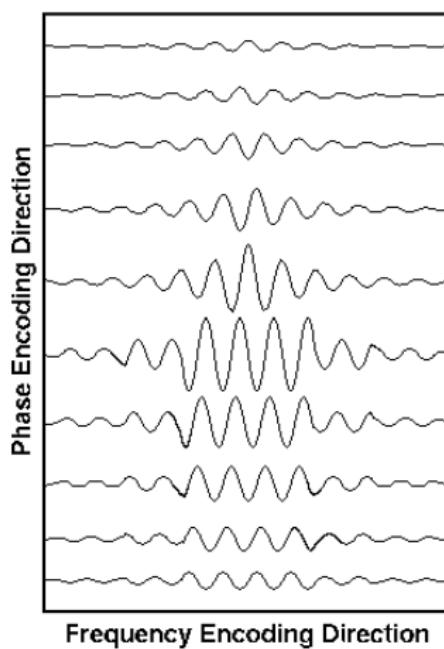
Rekonstrukce řezu (2)

- Aktivní pixel posunutý ve směru G_f



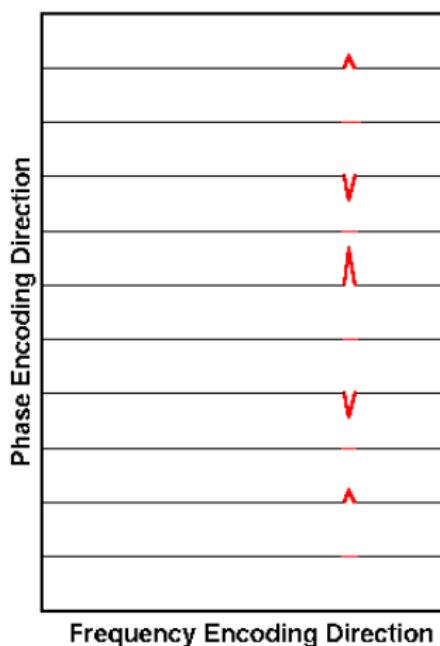
Rekonstrukce řezu (2)

- Signál z 10 excitací s různým G_ϕ



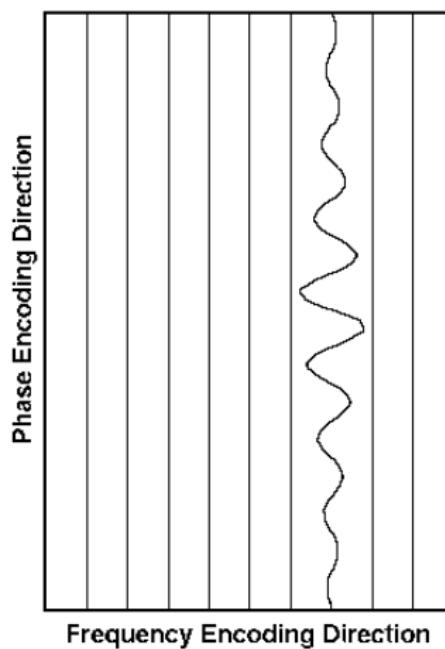
Rekonstrukce řezu (2)

- FT signálu dle x



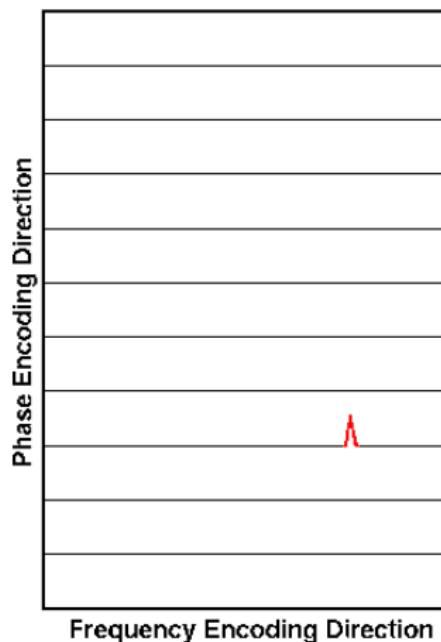
Rekonstrukce řezu (2)

- Pohled s jemnějším vzorkováním



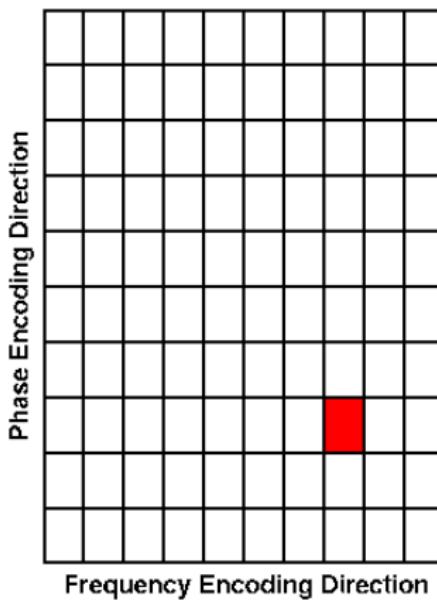
Rekonstrukce řezu (2)

- FT dle y



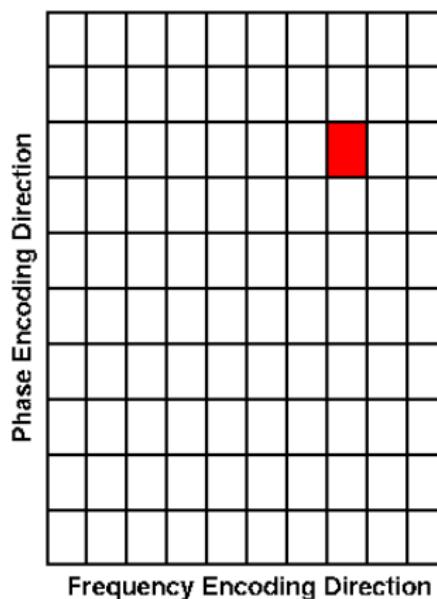
Rekonstrukce řezu (2)

- originál



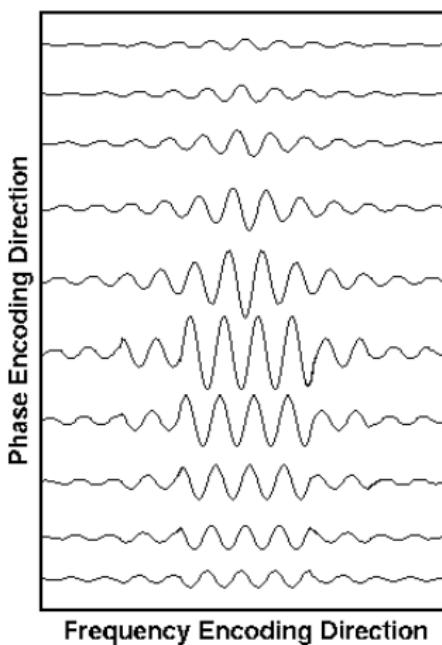
Rekonstrukce řezu (3)

- Aktivní pixel posunutý ve směru G_ϕ



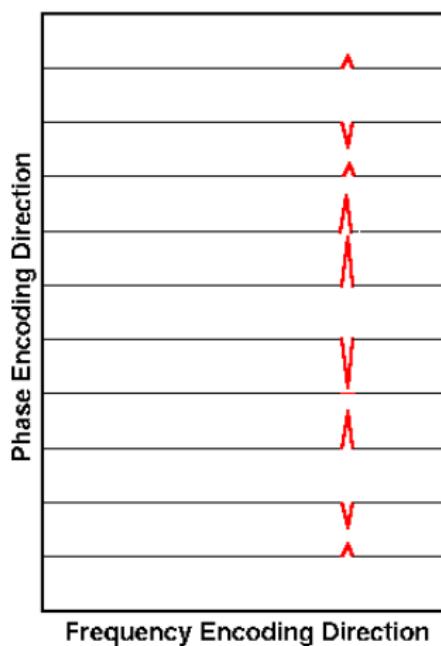
Rekonstrukce řezu (3)

- Signál z 10 excitací s různým G_ϕ



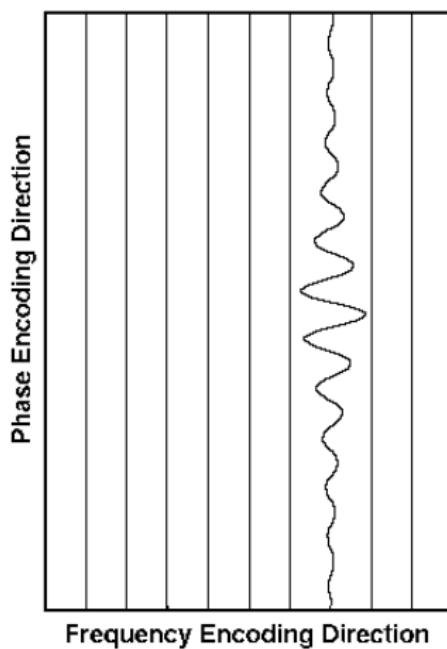
Rekonstrukce řezu (3)

- FT signálu dle x



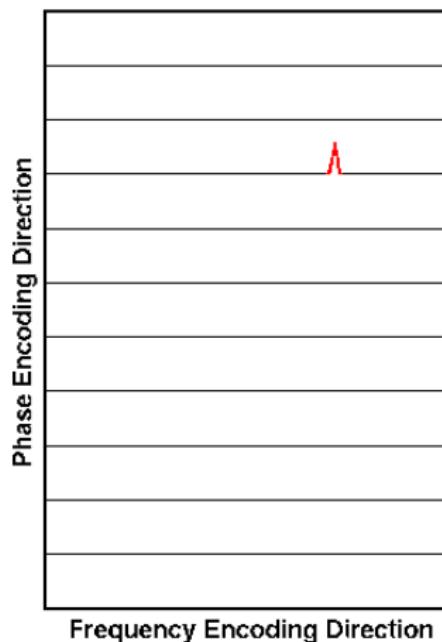
Rekonstrukce řezu (3)

- Pohled s jemnějším vzorkováním



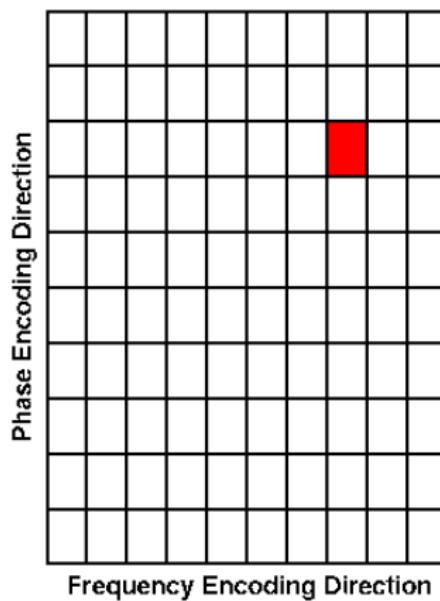
Rekonstrukce řezu (3)

- FT dle y



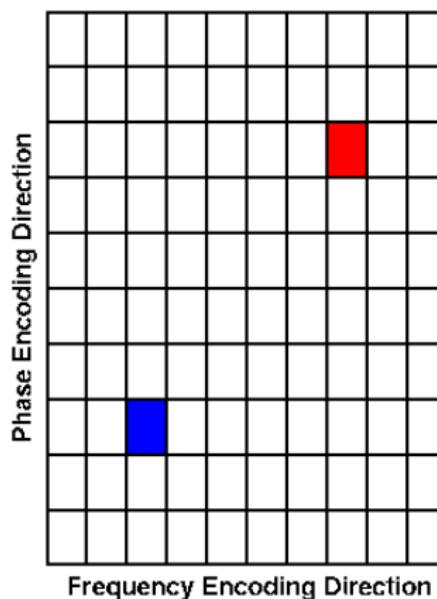
Rekonstrukce řezu (3)

- originál



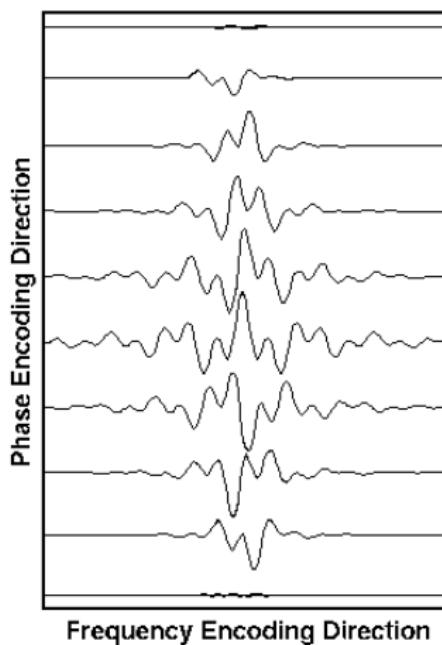
Rekonstrukce řezu (4)

- Aktivní pixel posunutý ve směru G_ϕ



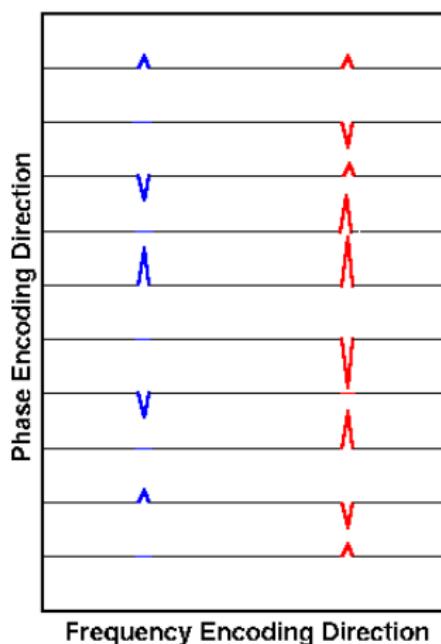
Rekonstrukce řezu (4)

- Signál z 10 excitací s různým G_ϕ



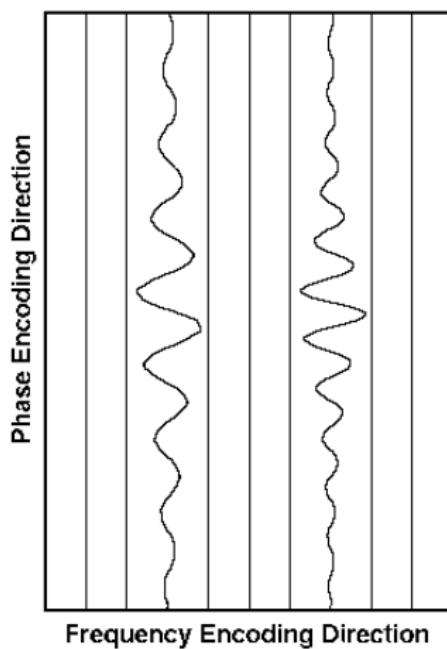
Rekonstrukce řezu (4)

- FT signálu dle x



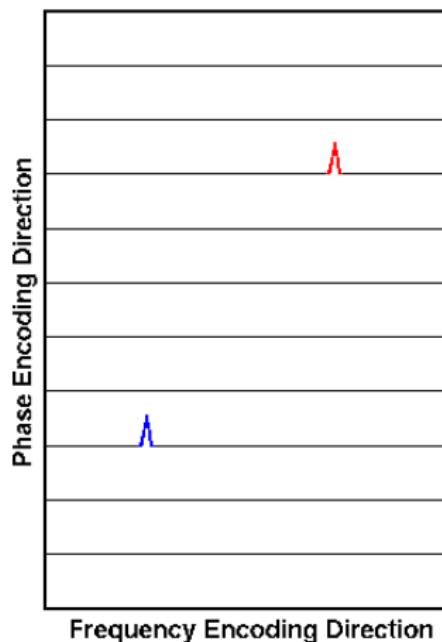
Rekonstrukce řezu (4)

- Pohled s jemnějším vzorkováním



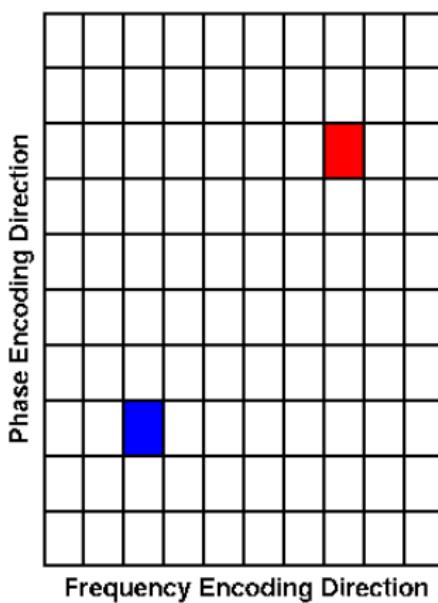
Rekonstrukce řezu (4)

- FT dle y



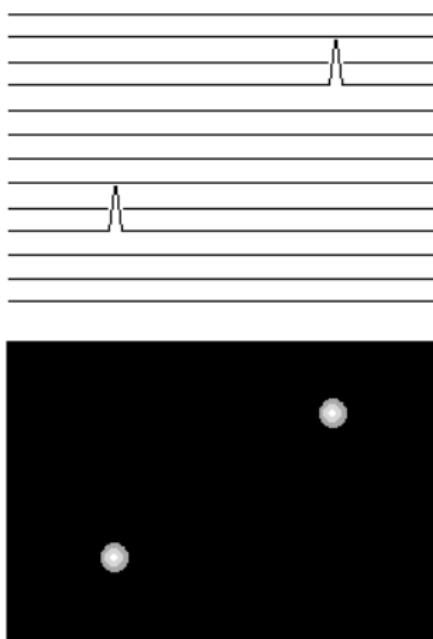
Rekonstrukce řezu (4)

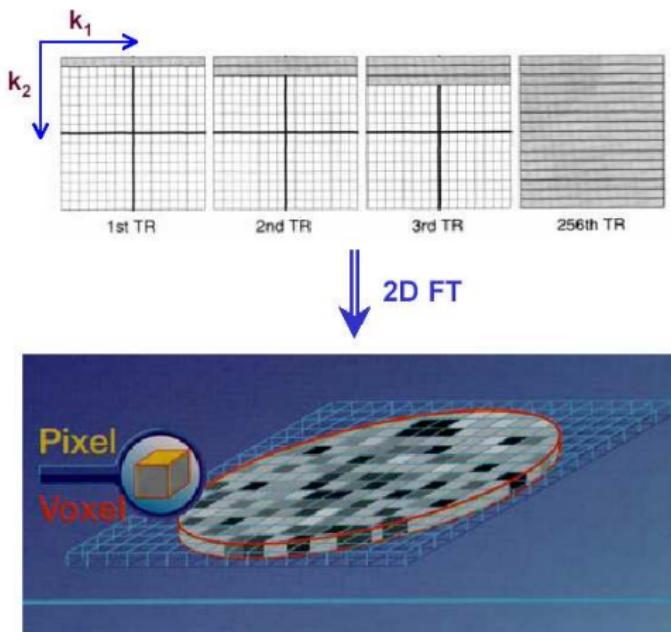
- originál



Rekonstrukce, zobrazení

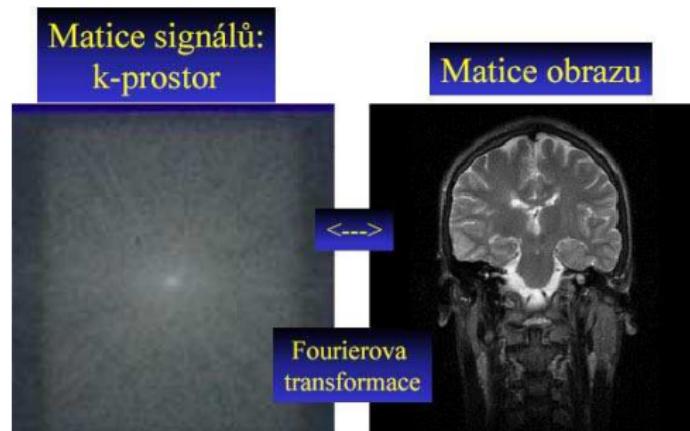
- Zobrazíme amplitudu 2D FT signálu jako intenzitní obraz





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

- Realistický obrázek.



NMR spektroskopie

Excitační sekvence

Chemický posun

Principy zobrazování

Kódování polohy

Zpětná projekce

Výběr řezu

Fourierovské MRI

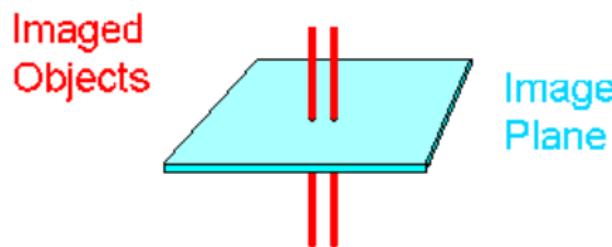
Prostorové kódování

Matematický popis

Rekonstrukce

Rozlišení

Prostorové rozlišení



Low Resolution
Image

High Resolution
Image

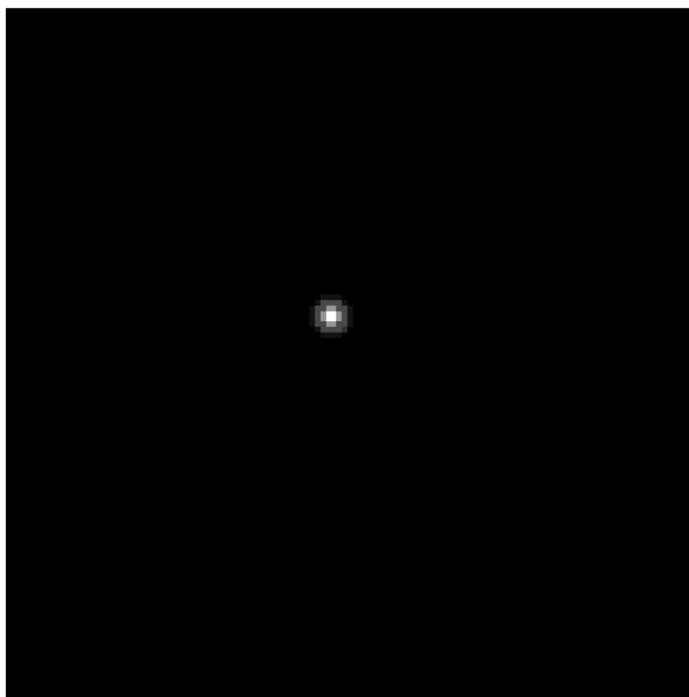
rozlišení = vzdálenost rozlišitelných objektů

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

