

Zobrazování MR – principy, typy obrazů.

MR zobrazování = prostorové zobrazování objektů pomocí NMR. Nejčastěji se této techniky využívá v lékařství pro zobrazování tkání – diagnostické účely.

Nejčastěji se měří rezonance ^1H ve vodě obsažené v tkáních, přičemž se využívá rozdílů v hustotě vody v tkáních a rozdílů v relaxačních dobách T_1, T_2 .

Idea: Aplikujeme statické magnetické pole, které bude záviset na prostorových souřadnicích \Rightarrow rezonanční podmínka se stane závislou na souřadnicích.

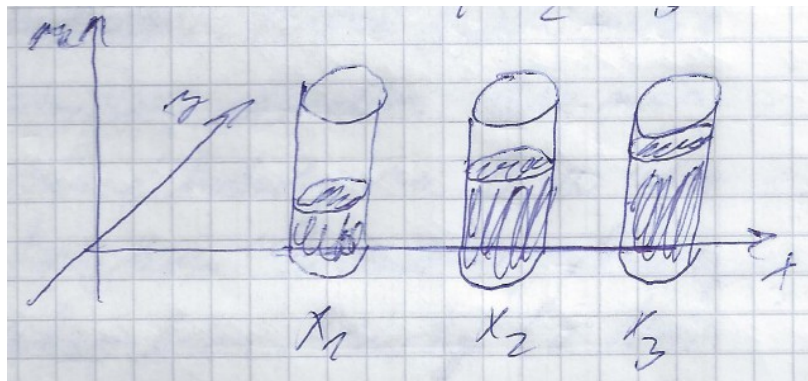
Příklad:

Statické magnetické pole ve směru osy z, přitom jeho velikost se lineárně mění podél osy x:

$$B_z = B_0 + G_x x, \quad (1)$$

kde $G_x = \frac{dB_z}{dx}$ je gradient pole podél osy x.

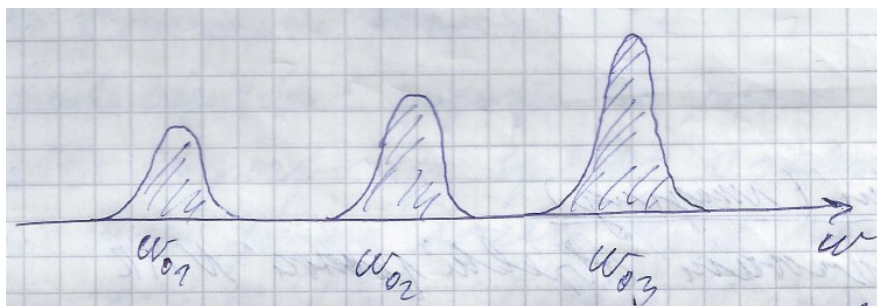
Uvažme 3 ampule s různým množstvím vody podél osy x v místech souřadnic $x_1 < x_2 < x_3$.



Měřením ^1H NMR (např. FID) dostaneme 3 různé rezonanční frekvence:

$$\omega_{0i} = \gamma(B_0 + G_x x_i) \quad (2)$$

Spektrum je tedy složeno ze tří čar:



Při známém G_x můžeme z rezonančních frekvencí určit souřadnice x_1, x_2, x_3 , z intenzit čar určíme relativní počet rezonujících jader v ampulích.

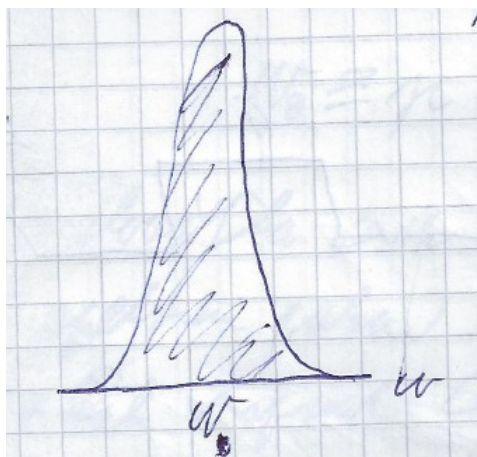
Změna: gradient statického pole podle y:

$$B_z = B_0 + G_y y \quad , \quad G_y = \frac{dB_z}{dy} . \quad (3)$$

Spektrum tvoří jediná čára s rezonanční frekvencí

$$\omega_0 = \gamma(B_0 + G_y y) , \quad (4)$$

její intenzita je součtem intenzit čar v prvním spektru.



Tedy přiložením gradientu statického pole v určitém směru dostaneme prostřednictvím spektra NMR průměty hustot atomů do tohoto směru.

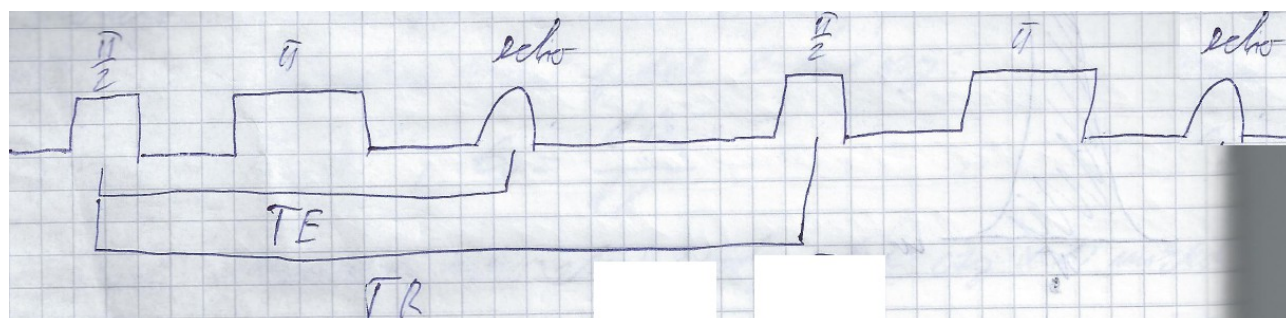
Idealizovaný případ ... písmeno F z bodů v matici 4×4 . Stačilo by jedno měření s gradientem v určitém směru, do kterého by se nepřekrývali průměty z různých bodů v matici.

Tkáně ... spojitě rozložení – bylo by nutné aplikovat gradient pole postupně ve více směrech – tak vypadaly počátky NMR tomografie.

Obsah vody (hustota ρ) v různých tkáních se příliš neliší (<15 % rozdíly). Podstatnější jsou rozdíly v relaxačních dobách:

Tkáň	$T_1(ms)$	$T_2(ms)$	$\rho(relat)$
svalová	730 (30)	47 (13)	0,75
tuková	270 (70)	84 (36)	0,9
šedá hmota mozková	810 (140)	101 (13)	0,9
bílá hmota mozková	680 (120)	92 (22)	0,75

Co kdyby se měřilo spinové echo namísto FIDU?



Intenzita signálu:

$$I \sim \rho \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) e^{-\frac{TE}{T_2}} . \quad (5)$$

Typy obrazů:

- PD (ρ - vážené)
- T_1 - vážené
- T_2 - vážené

Typické podmínky měření spinového echa, aby převažovala závislost na ρ , resp. T_1 , resp T_2

	T_1	T_2	ρ
parametry experimentu	$TR \sim T_1$ $TE \ll T_2$	$TR \gg T_1$ $TE \sim T_2$	$TR \gg T_1$ $TE \ll T_2$
intenzita	$\rho \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right)$	$\rho e^{-\frac{TE}{T_2}}$	ρ
$TR (ms)$ $TE (ms)$	100 – 500 10 - 30	1800 – 3000 90 - 300	
intenzivní signál od:	krátké T_1 (tuk. tkáně)	dlouhé T_2 (kapaliny)	Vysoká hustota 1H

Konkrétněji k experimentu (FID)

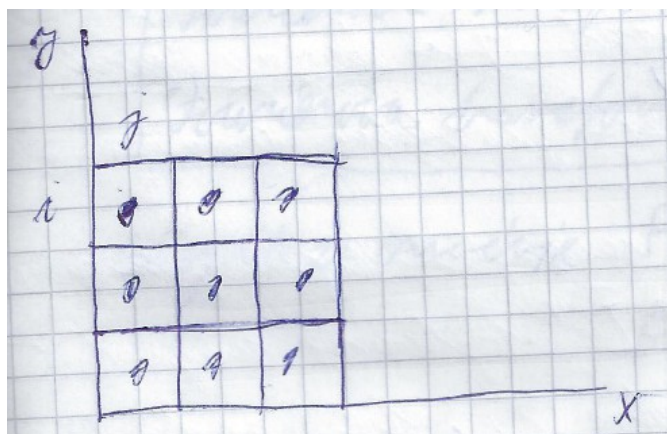
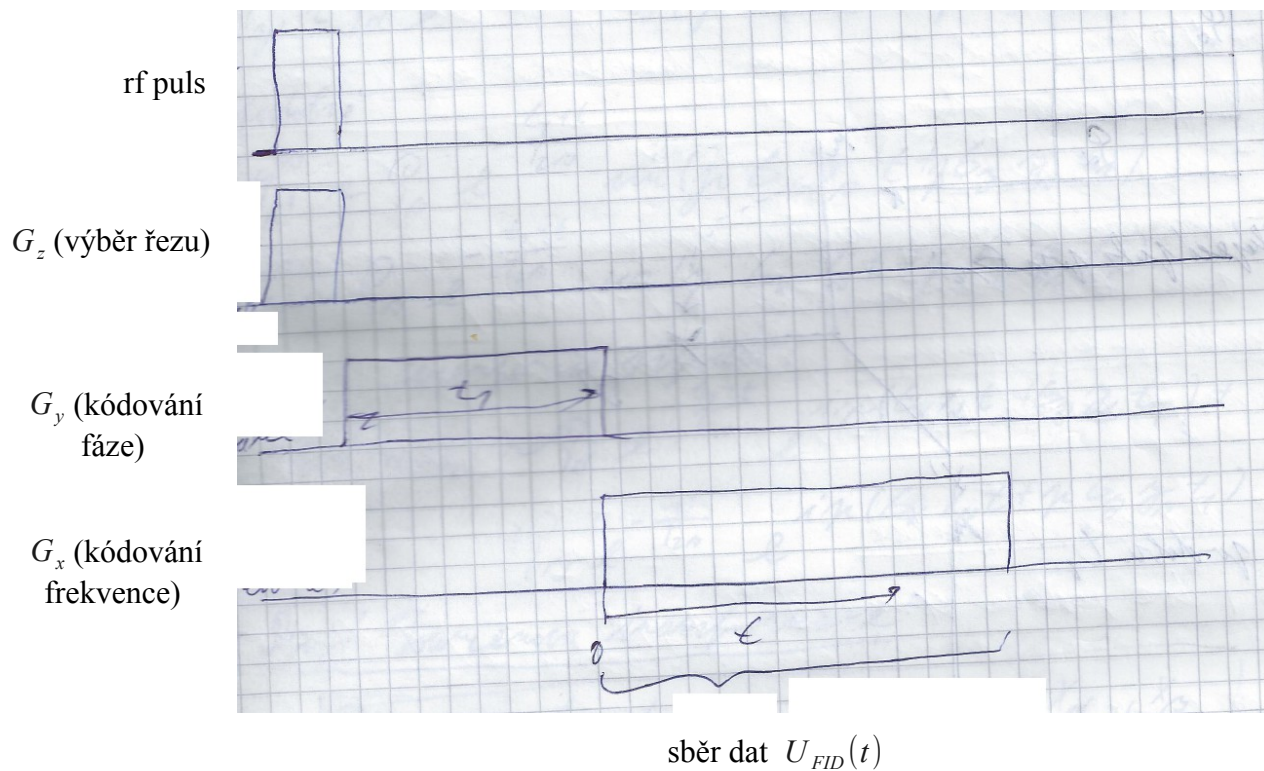
Obvykle se zobrazují dvourozměrné (rovinné) řezy objektem.

- Výběr roviny řezu - gradientem statického pole rovnoběžným se z-ovou osou: po dobu aplikace rf pulsu ω_{rf} zapnut G_z - rezonanční podmínka je splněna pro jádra, jejichž souřadnice z je taková, že Larmorova frekvence

$$\omega_0 \gamma B_z \simeq \omega_{rf} . \quad (6)$$

Tloušťka Δz vrstvy přispívající k rezonanci je dána spektrem pulsu.

- Pak zapnut G_y po dobu t_1 - kódování fáze.
- Pak zapnut G_x + sběr dat (měření FIDu) po dobu t - kódování frekvence.



G_y ... frekvence precese závisí na indexu řádky i : $\gamma(B_0 + G_y y_i)$.

Informace o indexu řádky je zakódována do fáze příspěvku řádky v t_1 k celkovému signálu:

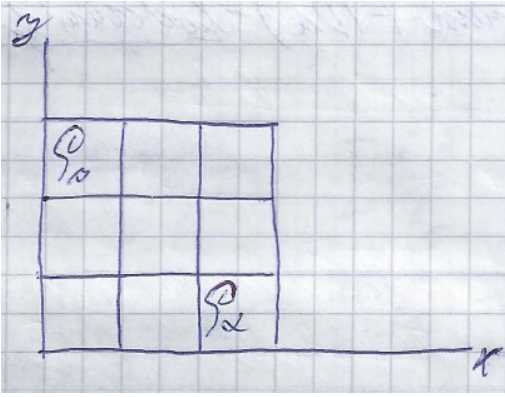
$$\varphi_i = \gamma(B_0 + G_y y_i) t_1. \quad (7)$$

G_x ... frekvence precese závisí na indexu sloupce j

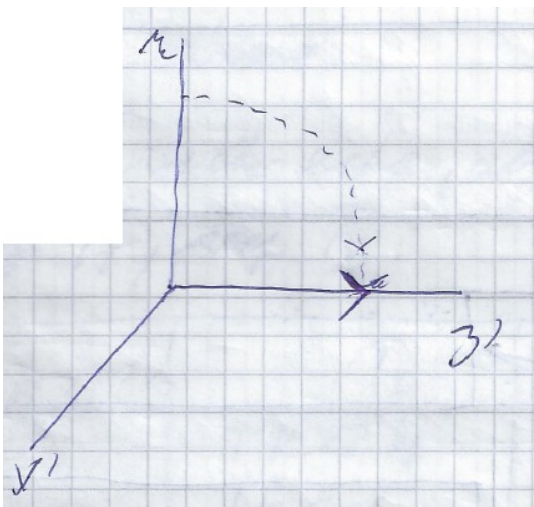
$$\omega_{0j} = \gamma(B_0 + G_x x_j), \quad (8)$$

přítom počáteční fáze v $t=0$ je daná indexem řádky i .

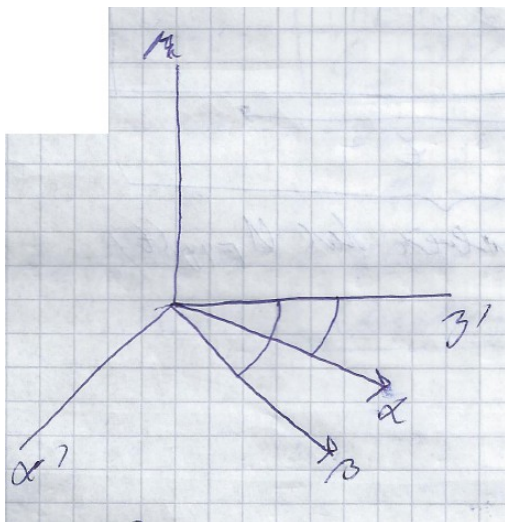
Příklad:



Sklopěcí puls při G_z :



G_y po dobu t_1 :



Úhly vzhledem k S' :

$$\begin{aligned}\omega_\alpha t_1 - \omega_{rf} t_1 &= \gamma G_y y_\alpha t_1 \\ \omega_\beta t_1 - \omega_{rf} t_1 &= \gamma G_y y_\beta t_1\end{aligned}\quad (9)$$

G_x + měření FIDu v závislosti na t (t je odečítán od zapnutí G_x):

$$\begin{aligned}\omega_\alpha - \omega_{rf} &= \gamma G_x x_\alpha \\ \omega_\beta - \omega_{rf} &= \gamma G_x x_\beta\end{aligned}\quad (10)$$

Příčné složky magnetizace v S' :

$$\begin{aligned}M_{x'}^\alpha &\sim \rho_\alpha e^{-\frac{t_1+t}{T_{2\alpha}}} \sin(\gamma G_x x_\alpha t + \gamma G_y y_\alpha t_1) \\ M_{y'}^\alpha &\sim \rho_\alpha e^{-\frac{t_1+t}{T_{2\alpha}}} \cos(\gamma G_x x_\alpha t + \gamma G_y y_\alpha t_1)\end{aligned}\quad (11)$$

Podobně

$$\begin{aligned}M_{x'}^\beta &\sim \rho_\beta e^{-\frac{t_1+t}{T_{2\beta}}} \sin(\gamma G_x x_\beta t + \gamma G_y y_\beta t_1) \\ M_{y'}^\beta &\sim \rho_\beta e^{-\frac{t_1+t}{T_{2\beta}}} \cos(\gamma G_x x_\beta t + \gamma G_y y_\beta t_1)\end{aligned}\quad (12)$$

Součet – superpozice signálů:

$$M_{y'} + i M_{x'} = \rho_\alpha e^{-\frac{t_1+t}{T_{2\alpha}}} e^{i\gamma(G_x x_\alpha t + G_y y_\alpha t_1)} + \rho_\beta e^{-\frac{t_1+t}{T_{2\beta}}} e^{i\gamma(G_x x_\beta t + G_y y_\beta t_1)}\quad (13)$$

Dvojitá Fourierova transformace:

- Fourierova transformace podle $t \rightarrow x_\alpha, x_\beta$.
- Fourierova transformace podle $t_1 \rightarrow y_\alpha, y_\beta$.

Obvykle se označuje: F. T. podle t_1 indexem 1 $t_1 \leftrightarrow \omega_1$

F. T. podle t indexem 2 $t \leftrightarrow \omega_2$.

Literatura

[1] Poznámky z přednášky prof. Štěpánkové.