

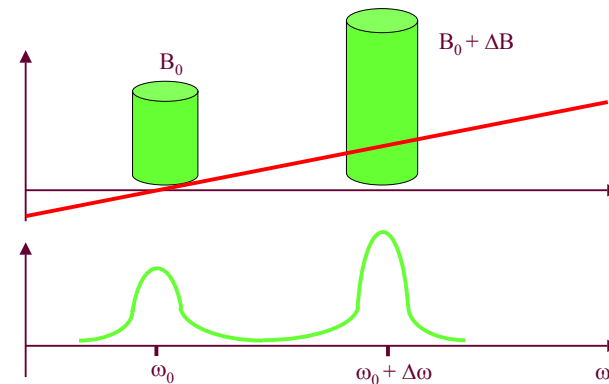
MR zobrazování (tomografie, imaging)

- A. Principy zobrazování pomocí signálu NMR
- B. Kontrast obrazu a jeho nastavení, kontrastní látky
- C. Ukázky tomografií
- D. Speciální techniky: angiografie, funkční zobrazování, *in vivo* spektroskopie

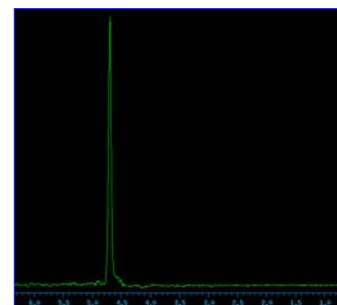


Princip prostorového rozlišení

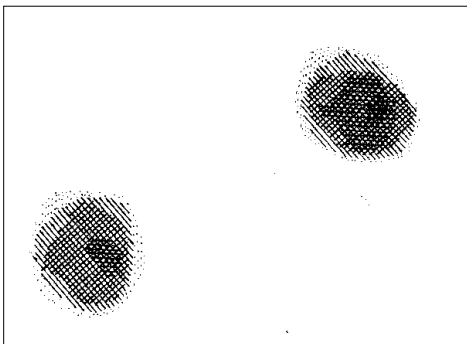
- Předpokládejme, že máme v NMR spektru jediný druh ^1H . Pokud se vzorek bude nacházet ve dvou různých magnetických polích, ve spektru budou 2 signály.



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



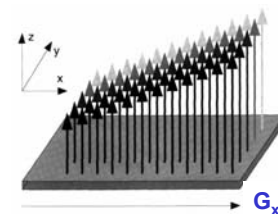
První MR obraz (Lauterbur P. C., 1973)



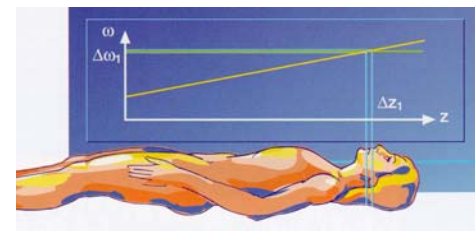
- V praktickém zobrazovacím experimentu potřebujeme provést 4 kroky:
- lokalizace spinů z oblasti, o niž se zajímáme.
- excitace vybraných spinů.
- zakódování prostorové informace do signálu.
- detekce signálu a rekonstrukce prostorové informace.

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. $G_x = dB_z / dx$).



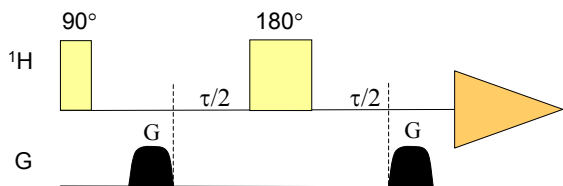
- Použití selektivních RF pulzů s excitační šířkou $\Delta\omega_1$.



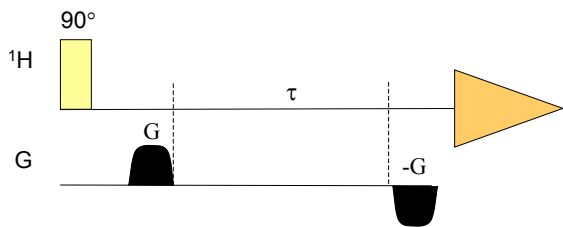
- Tloušťka vrstvy se nastavuje silou gradientu (nebo selektivitou pulzu).
- Typické hodnoty: $G = 4 \text{ mT}\cdot\text{m}^{-1}$
- Selektivita pulzu 2 kHz
- Tloušťka vrstvy 12 mm
- Repetiční čas TR - doba mezi dvěma excitacemi téže oblasti: délka sekvence + relaxační perioda d_1
- pro urychlení je během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

Excitace vybraných spinů

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



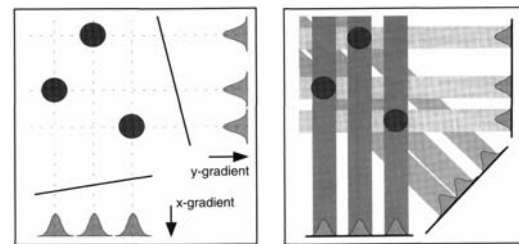
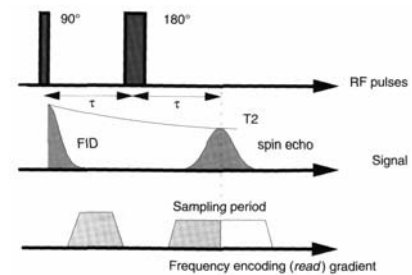
- Gradientní echo (nekompenzuje imperfekce pole)



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.



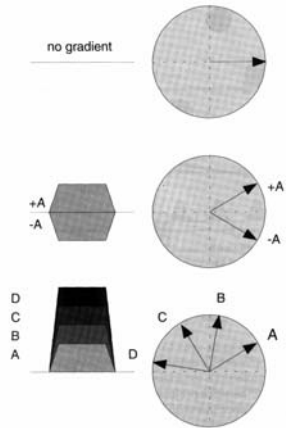
Obrázky z knihy: Rinck P.A. ed.: Magnetic Resonance in Medicine: The Basic Textbook of the European Magnetic Resonance Forum, Blackwell Scientific Publications, Oxford 1993.

- Tento koncept je podobný CT tomografii.

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.

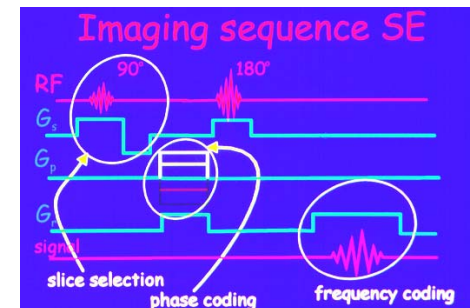


Obrázek z knihy: Rinck P.A. ed.: Magnetic Resonance in Medicine: The Basic Textbook of the European Magnetic Resonance Forum, Blackwell Scientific Publications, Oxford 1993.

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

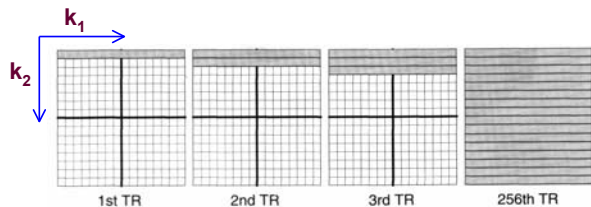
Celý zobrazovací experiment

- 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.

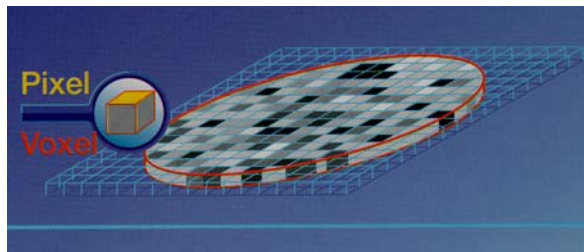


Jak se z toho dostane obraz ?????

- 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.

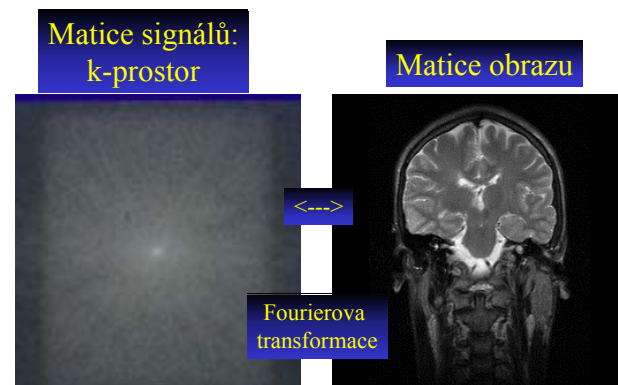


2D FT



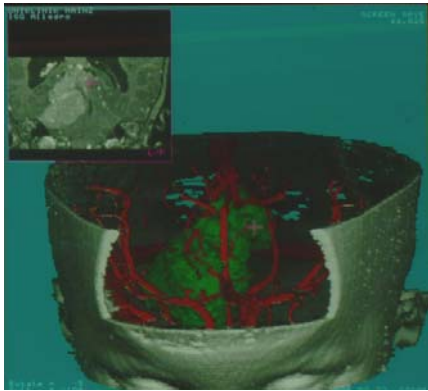
Jak se z toho dostane obraz ?????

- Realistický obrázek.



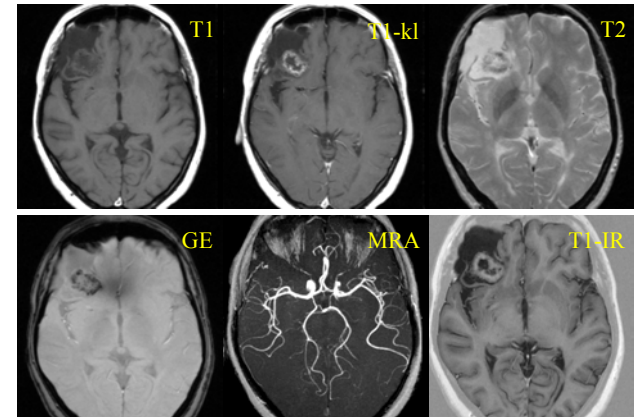
3D zobrazování

- Vynecháme úvodní gradient během excitace - excitujeme celý objekt.
- přidá se druhý fázově kódovací gradient G_z , je třeba proměřit celý rozsah jeho hodnot pro každý G_y .



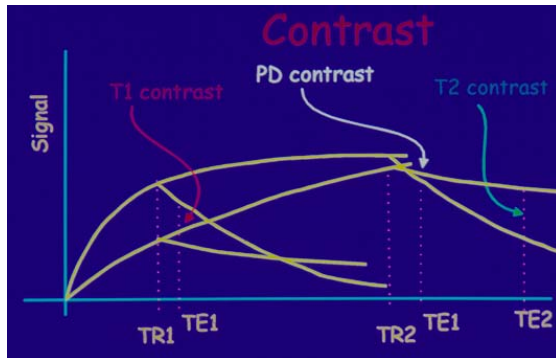
- | | |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none">• <u>Výhody:</u> | <ul style="list-style-type: none">• <u>Nevýhody:</u> |
| <ul style="list-style-type: none">• lepší poměr signál/šum• možnost zobrazení jakéhokoliv řezu objektem | <ul style="list-style-type: none">• doba měření• velikost dat• jediný typ kontrastu |

Kontrast



- Je nutné dosáhnout **co nejlepšího kontrastu** obrazu, tj. co nejlepšího odlišení objektu (např. nádoru) od ostatní tkáně.
- Kontrast **závisí na vlastnostech objektu** (především na hustotě protonů a jejich relaxačních vlastnostech), **pulzní sekvenci** a na jejím **nastavení**.
- Základní parametry nastavení pulzní sekvence jsou **TR - repetiční čas** (mezi dvěma po sobě následujícími počátky sekvence, působícími na stejnou oblast) a **TE - echo čas** (délka sekvence spinového echa - $TE/2 - \pi - TE/2$)

Kontrast - pokrač.



Contrast		TE	
		short TE	long TE
SE	short TR	T1W	bad image
	long TR	PDW	T2W

Additional parameters for the quadrants:

- T1W: short TR, short TE
- bad image: short TR, long TE
- PDW: long TR, short TE
- T2W: long TR, long TE

Kontrast - pokrač.

- Změny **protonové hustoty** je možné dosáhnout dodáním velkého množství vody, nebo naopak dodáním minerálního oleje (zvýraznění gastrointestinálního traktu) nebo dehydratací.
- Změny **kontrastu** (vybarvení) se dosáhne také pomocí změny relaxačních vlastností jednotlivých tkání.

Kontrastní látky

Silná paramagnetická činidla:

- kyslíčnick dusičný, kyslíčnick dusný, molekulární kyslík
- stabilní volné radikály (pyrrolidine-N-oxyl, piperidin-N-oxyl, oxylové radikály)
- Kationty kovů Dy^{3+} , Ni^{2+} , Fe^{2+} , Cu^{2+} , Cr^{3+} , Fe^{3+} , Mn^{2+} , Mn^{3+} , Gd^{3+}

	volný	<u>T₁ relaxivita (mM⁻¹ s⁻¹)</u>			
		EDTA	DTPA	DOTA	EHPG
Gd ³⁺	9.1	6.6	3.7	3.4	
Fe ³⁺	8.0	1.8	0.7		1.0
Mn ²⁺	8.0	2.0	1.1		
Dy ³⁺	0.6	0.2	0.1		
Cr ³⁺	5.8	0.2			

EDTA - Ethylendiamintetraoctvá kyselina

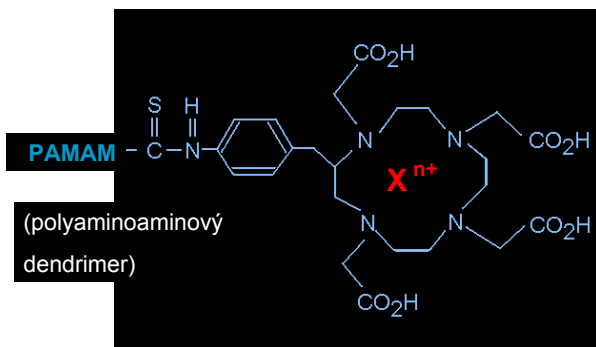
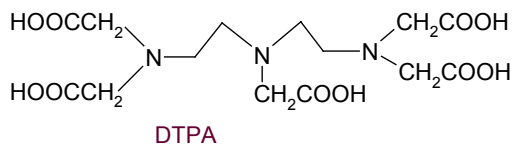
DTPA - Diethylentriaminpentaoctová kyselina

DOTA - Tetraazacyklododekantetraoctová kyselina

EHPG - Ethylenbis-(2-hydroxyphenylglycin)

Kontrastní látky - pokrač.

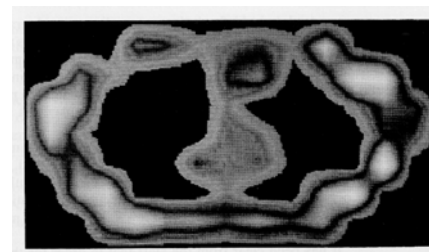
- Neznámější - **Gd-DTPA**
- fyziologicky podobná dalším kovovým chelátům (EDTA a odvozené), popsána v roce 1984, schválena v roce 1988.
- Po aplikaci se míchá s plasmou, vstupuje do prostoru extracelulární kapaliny, minimálně intracelulárně, následně se vylučuje močí.
- poločas vyloučení - 60 - 90 minut.



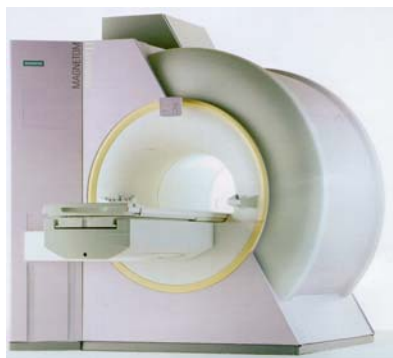
SCN-Bz-DOTA
(tetraazacyklododekantetraacetátová kyselina)

MR přístroje

První obraz člověka (1977)



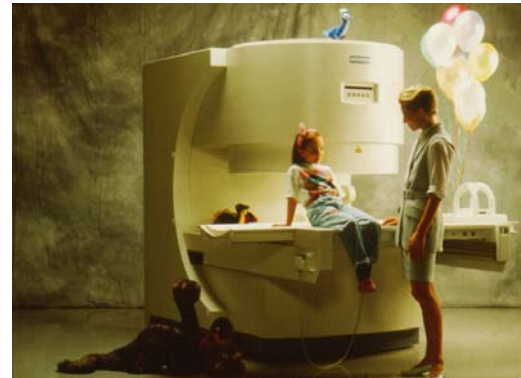
MR přístroje



Siemens Magnetom

Dnes běžná velikost magnetu je 1.5 T (60 MHz).

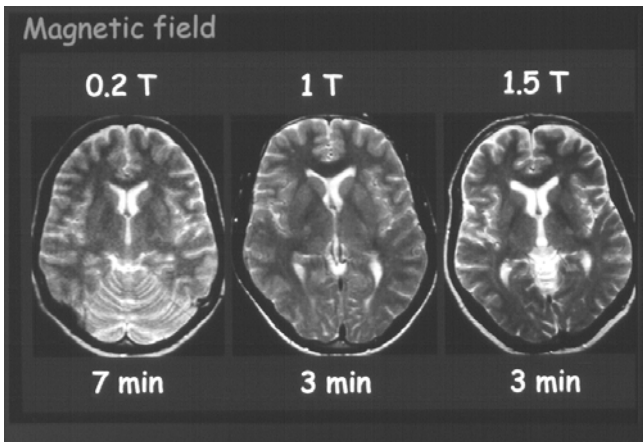
MR přístroje



Siemens, přístroj s klasickým elektromagnetem pro **intervenční radiologii** - možnost zobrazování operace v reálném čase.

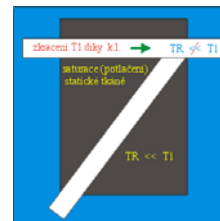


Magnetické pole

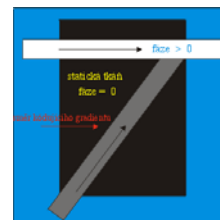
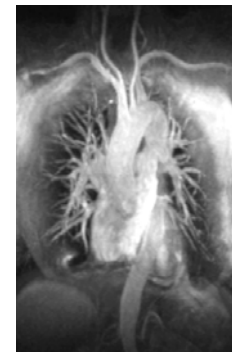


Vliv velikosti magnetického pole.

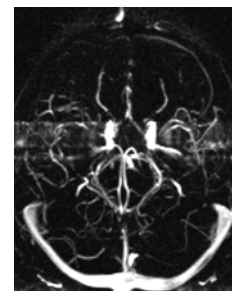
MR angiografie



S kontrastní látkou.

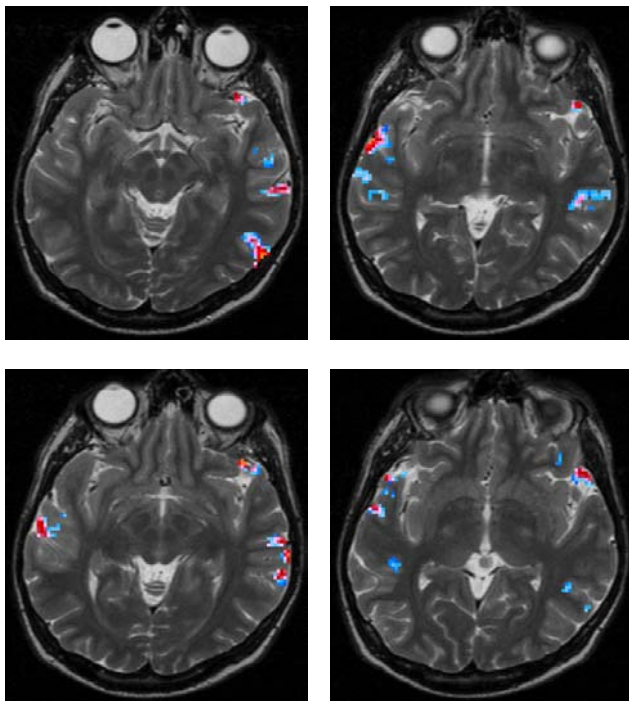


Nativní angiografie (bez kontrastní látky).

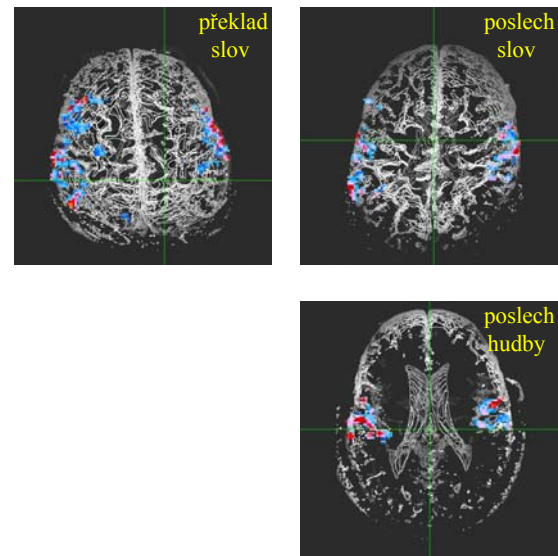


Funkční zobrazování (fMRI)

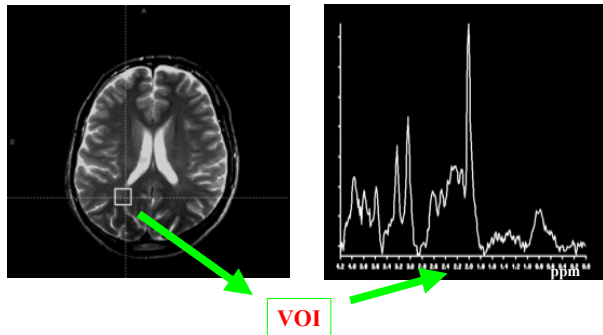
- Jsou vidět části mozku, které se používají při určité činnosti.
- Na obrázcích je činnost mozku při překladu slov.



Funkční zobrazování (fMRI)

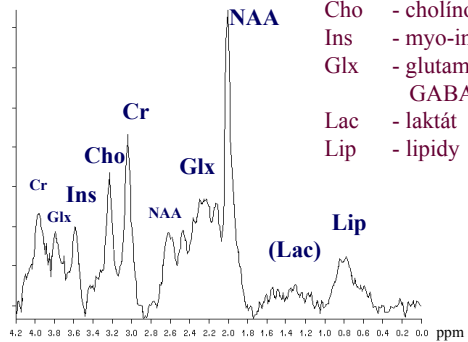


in vivo MR spektroskopie



VOI

- NAA - N-acetylaspartát
- Cr - (fosfo)kreatin
- Cho - cholínové sloučeniny
- Ins - myo-inositol
- Glx - glutamát, glutamin,
GABA
- Lac - laktát
- Lip - lipidy



^1H spektrum z lidského mozku, 1,5 T, sekvence STEAM, TE=10 ms.