

# Přednášky z lékařské biofyziky

## Magnetická rezonanční tomografie (MRI)



# Magnetická rezonanční tomografie

- Význačným rysem této zobrazovací metody je využití neionizujícího záření a absence genetického rizika.
- Magnetická rezonanční tomografie (*Magnetic resonance imaging* - MRI), zkráceně magnetická rezonance, je jednou z nejpokročilejších zobrazovacích metod, která poskytuje jak morfologické, tak i fyziologické (funkční) informace. První MR tomogram (příčný řez hrudníkem) získal R. Damadian v r. 1977.

**Zdroje obrázků a různé připomínky najdete v komentářích jednotlivých snímků! Komentáře si zobrazíte např. jako „poznámky“ po změně zobrazení v PowerPointu. V textu je řada odkazů na velmi zajímavé dokumenty. Vzhledem k významu a složitosti této metody doporučujeme velmi pečlivé prostudování.**

# Spin

- Spin je specifickou vlastností subatomárních částic (elektronů, protonů atd.), stejně jako elektrický náboj a hmotnost. Spin vykazuje jisté zvláštní vlastnosti!
- Elektrony, protony a neutrony mají stejný spin, tj.  $\frac{1}{2}$ .
- Páry částic téhož druhu (např. 2 elektrony nebo 2 protony nebo 2 neutrony) mohou mít celkový spin rovný nule.
- Částice, která mají nenulový spin, působí jako malé magnety (říkáme, že mají „magnetický moment“) a jejich energie je ovlivněna, když je umístíme do magnetického pole.

# Celkový jaderný spin (I)

- U MRI se zajímáme o **spin JADER**
- V medicíně jsou za účelem získání anatomických nebo fyziologických informací využívány magnetické vlastnosti především lehkých jader nuklidů, jako je **vodík**  $^1\text{H}$ , fosfor  $^{31}\text{P}$ , uhlík  $^{13}\text{C}$ , fluor  $^{19}\text{F}$  nebo sodík  $^{23}\text{Na}$ .

# Teoretický základ MRI

- Magnetický moment jádra  $\mu$  je VEKTOROVÁ veličina úměrná spinovému momentu hybnosti  $S$  ( $\mu = \gamma S$ ,  $\gamma$  je **gyromagnetický poměr**), který závisí na celkovém jaderném spinu  $I$ .
- Za nepřítomnosti vnějšího magnetického pole mají magnetické momenty jader všechny možné (náhodné) směry, což vede k tomu, že:

Vektorový součet magnetických momentů jader v jednotkovém objemu látky, tj. **vektor magnetizace**, je roven **nule**.

Energie všech jader je stejná.

# Jádra vodíku v homogenním magnetickém poli o indukci B

➤ Jestliže jádra *vodíku* umístíme do homogenního silného magnetického pole o magnetické indukci B:

Jejich individuální magnetické momenty začnou vykonávat precesní pohyb s osou rovnoběžnou se směrem vektoru B a zorientují se buď ve směru stejném jako vektor B nebo opačném.

Proto získávají pouze dvě možné hodnoty energie (vyšší a nižší energetický stav - ve směru nebo proti směru vnějšího pole).

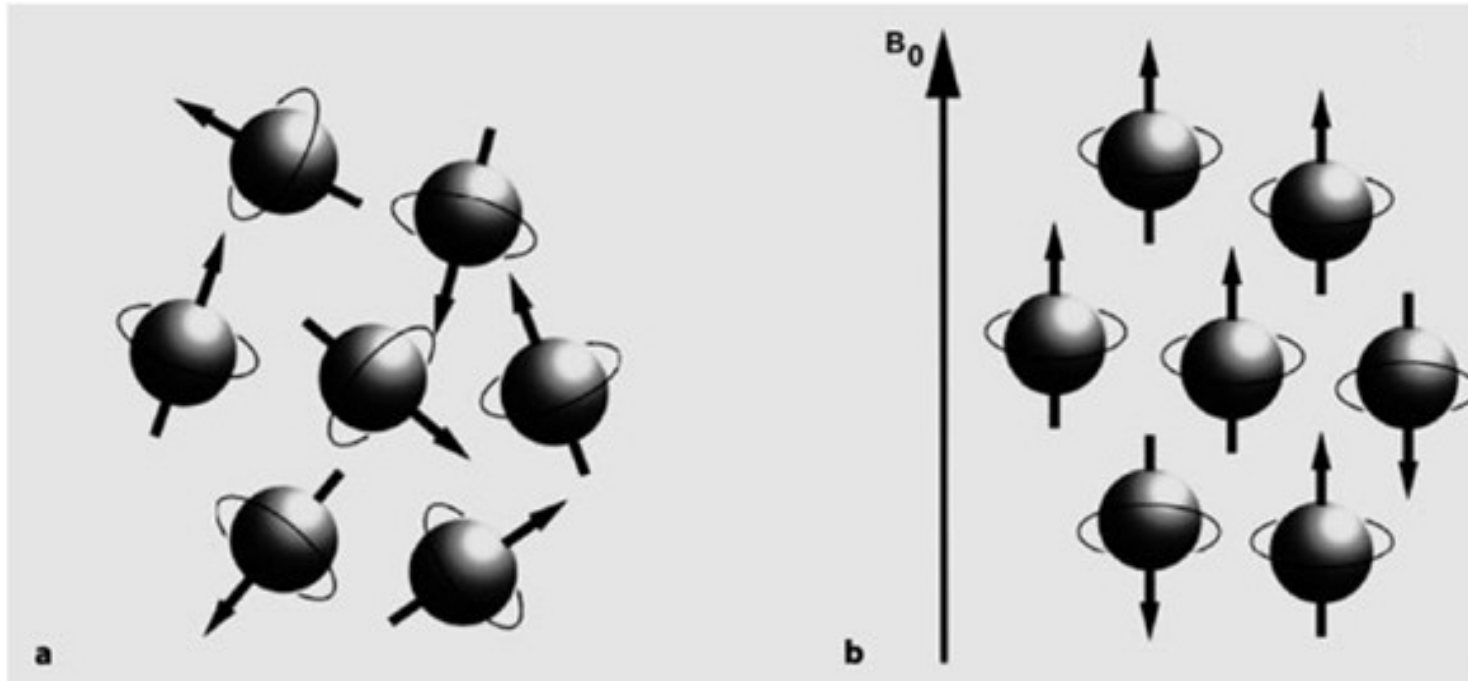
Úhlová frekvence tohoto precesního pohybu se nazývá **Larmorova úhlová frekvence**  $\omega$ , přičemž platí:

$$\omega = \gamma B$$

$\gamma$  = gyromagnetický poměr

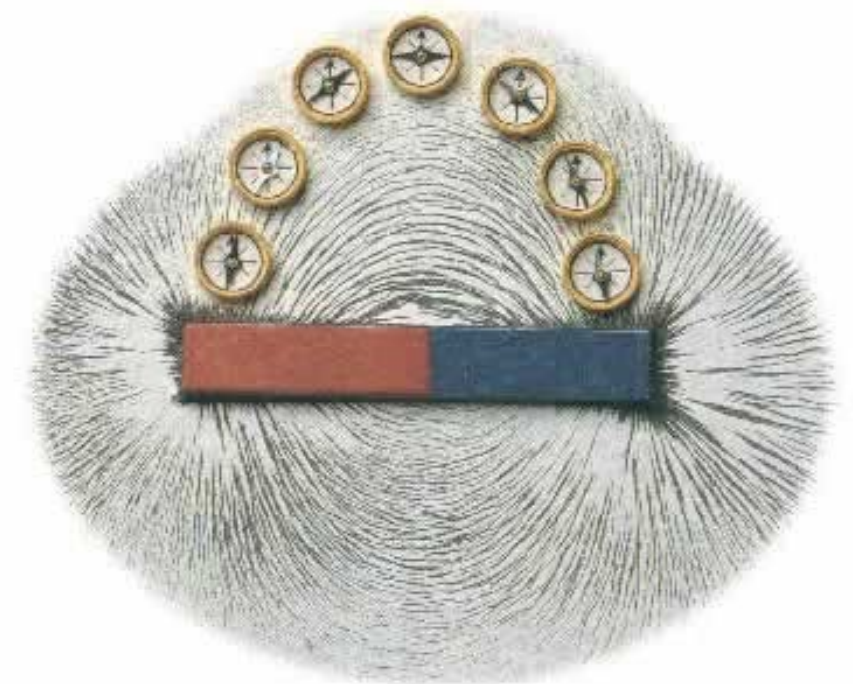
Hodnota této frekvence je u vodíku 42,6 MHz pro B = 1T

# Jádra vodíku v homogenním magnetickém poli o indukci $B$

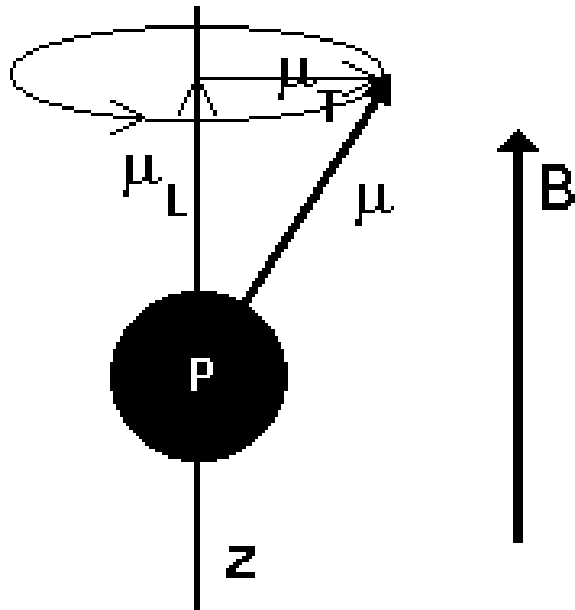


Orientace mag. momentů  
v silném vnějším  
statickém mag. poli

- Střelka kompasu
- Magnetický moment jádra



# Vektor magnetizace



P - jádro vodíku (proton), B - vektor magnetické indukce, z - osa z, ztotožněná s osou precese (paralelní s B),  $\mu$  - magnetický moment jádra,  $\mu_L$  - průmět magnetického momentu jádra do směru osy z (vektorový součet těchto průmětů v objemové jednotce látky je vektorem **longitudinální magnetizace**),  $\mu_T$  - průmět magnetického momentu jádra do roviny xy (vektorový součet těchto průmětů v objemové jednotce je vektorem **transverzální magnetizace**).

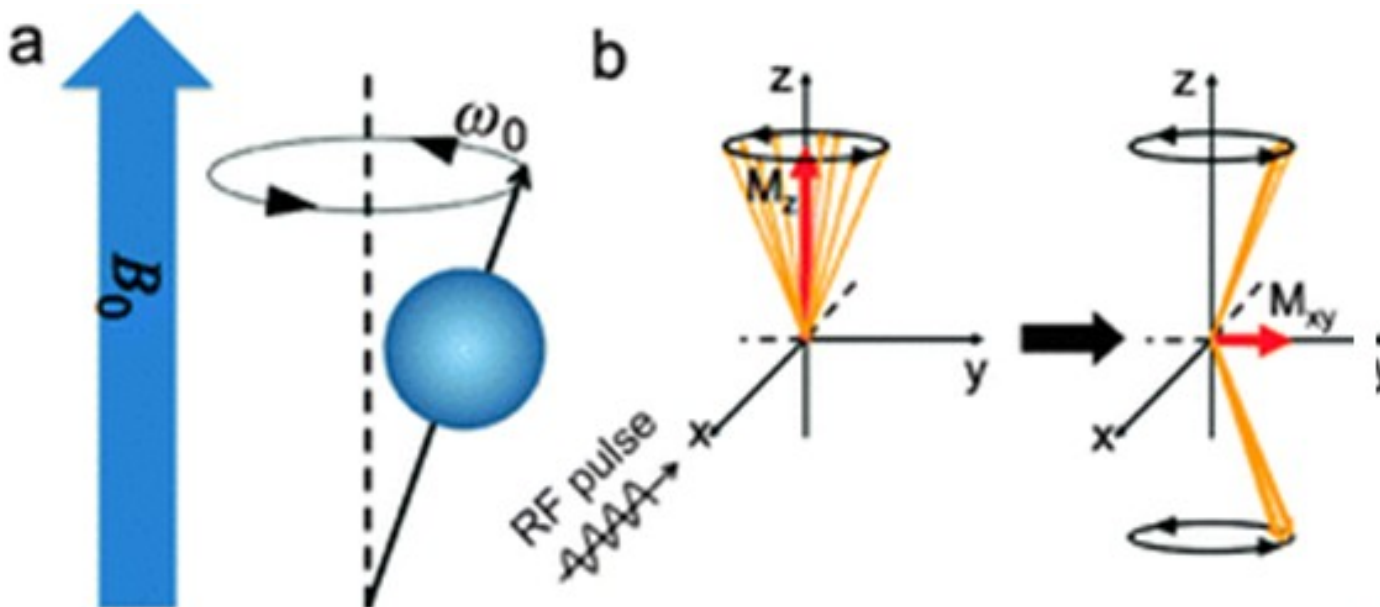


# Měření hustoty vodíkových jader ve tkáních

Aby se (v těle pacienta) dostala jádra z nižšího energetického stavu do stavu s vyšší energií, musí být vystavena radiofrekvenčním impulsům s frekvencí *rovnou* frekvenci Larmorově, k čemuž slouží vysílací cívky (proto hovoříme u MRI o rezonanci, frekvence RF impulsů rezonuje s frekvencí precesního pohybu jader). Současně dochází k fázovému sladění precesního pohybu jader.

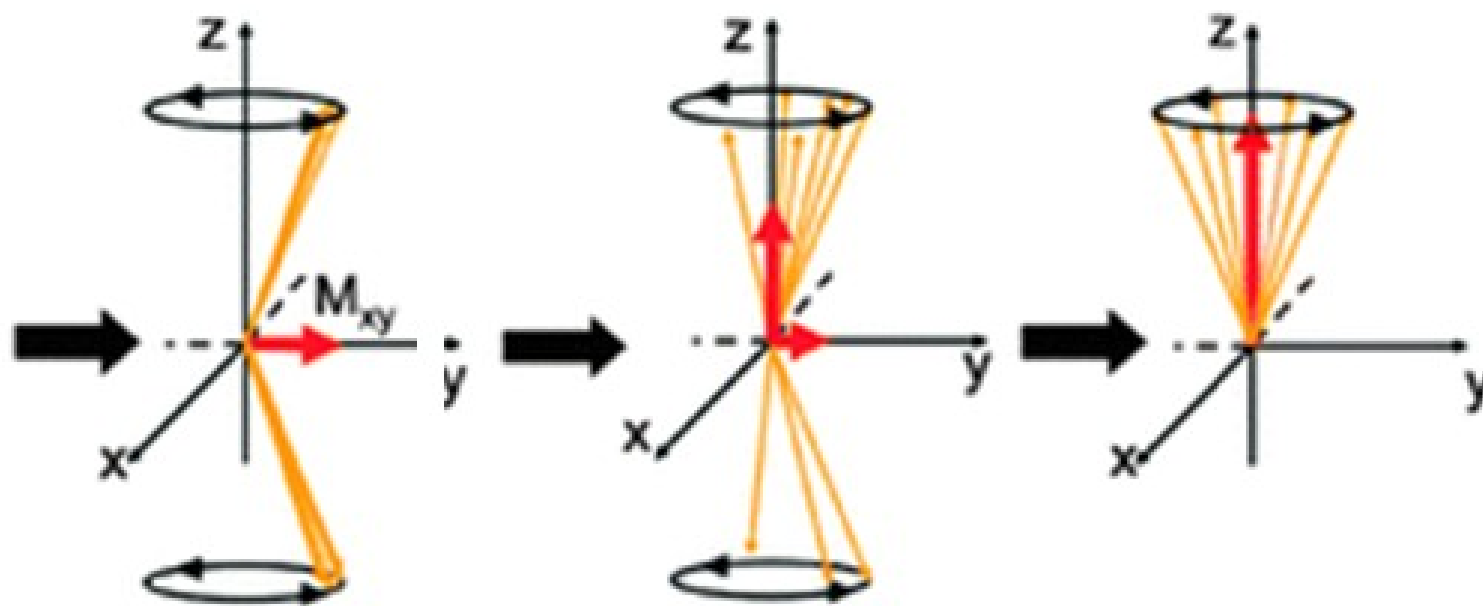
***Vektor longitudinální magnetizace se orientuje do opačného směru.***

***Vektor transverzální magnetizace se objevuje a začíná rotovat v rovině xy.***



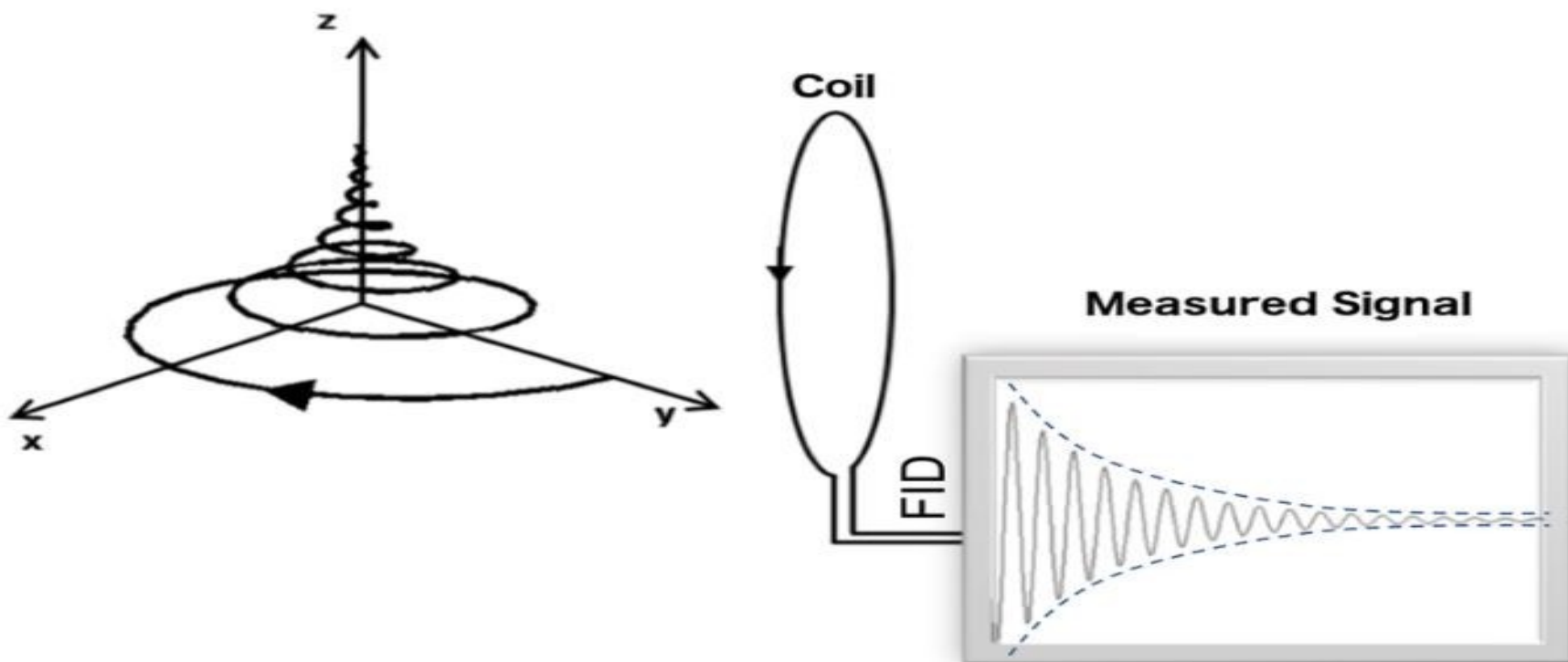
# Měření hustoty vodíkových jader ve tkáních

Proces si můžeme představit i jako postupné sklápění a překlápění vektoru magnetizace a rozfázování precesního pohybu jader z důvodu vzájemné interakce jaderných spinů mezi sebou.



# Měření hustoty vodíkových jader ve tkáních

Návrat do základního stavu (relaxace) je provázen emisí kvant elektromagnetické energie, která jsou detekována pomocí přijímacích cívek – vzniká **signál nukleární magnetické rezonance (NMR)**. Tento signál je relativně silný, protože precesní pohyb jader je fázově sladěn. Amplituda rezonančního signálu (impulsu) je úměrná hustotě vodíkových jader ve tkáni (často se říká „spinové hustotě“).



# Relaxační časy

Rozlišujeme dva **relaxační časy**:

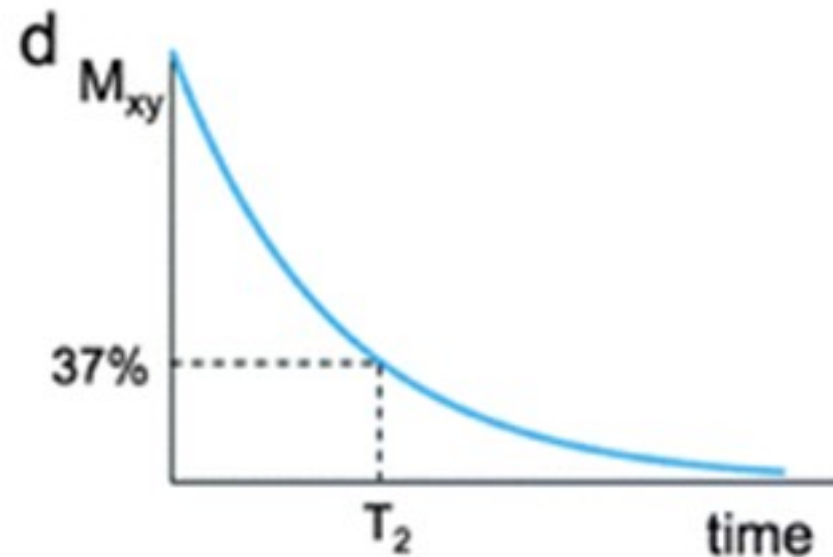
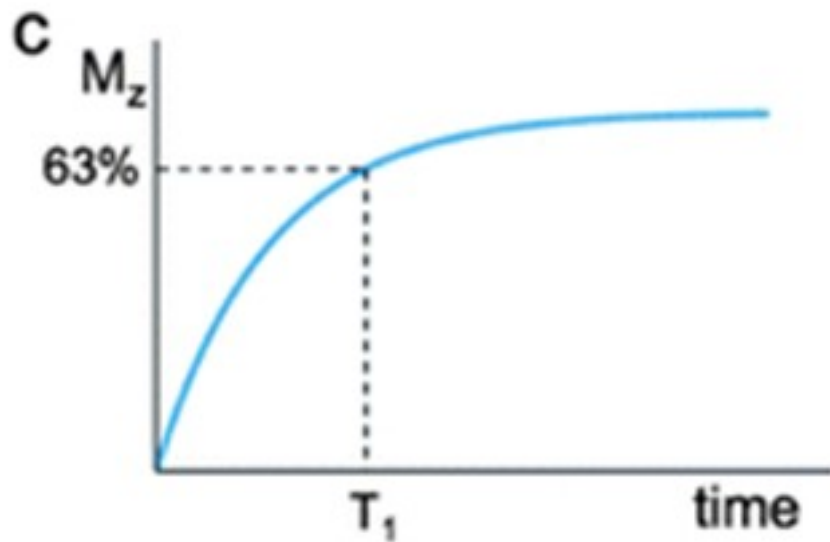
**$T_1$  - longitudinální (spin-mřížkový)** – čas potřebný pro návrat „populace“ jader do základního stavu. V biologickém prostředí: 150 - 2000 ms.

*Vektor longitudinální magnetizace se během něj vrací do původního směru.*

**$T_2$  - transverzální (spin-spinový)** - 2x - 10x kratší než  $T_1$ . Po jeho uplynutí dochází rozfázování precesního pohybu jednotlivých jader.

*Vektor transverzální magnetizace po uplynutí tohoto času mizí.*

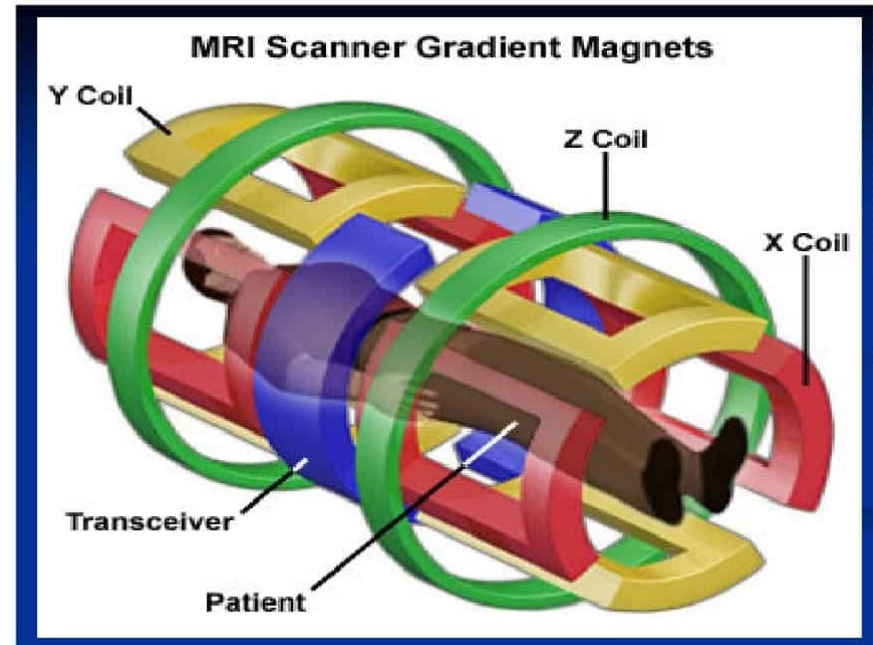
# Relaxační časy



Typ látky	$T_1$ [ms]	$T_2$ [ms]
tuk	250	60
sval	900	50
krev	1400	100-200
mozek		
šedá hmota	950	100
bílá hmota	600	80
mozkomíšní tekutina	2000	250

# Magnetická rezonanční tomografie (*Magnetic resonance imaging - MRI*)

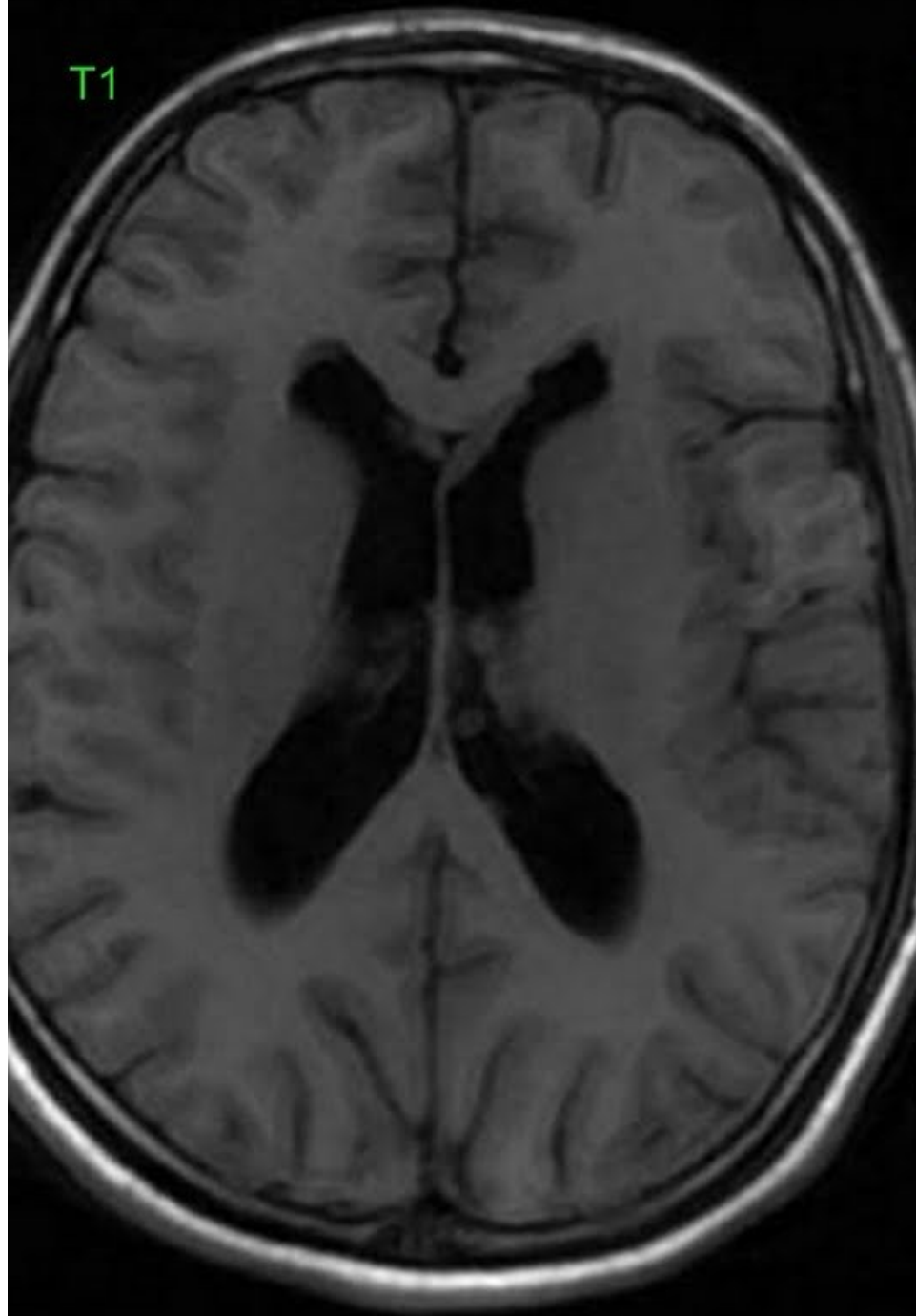
Abychom mohli rozlišit signály z různých částí pacientova těla, používají se **gradientní cívky**, které prostorově mění velikost magnetického pole. Např. gradient  $B$  podél osy  $z$  nám umožňuje identifikovat signály přicházející z různých plátek (řezů) těla pacienta, které jsou kolmé k ose  $z$ . Podobně lze aplikovat gradienty v jiných směrech.



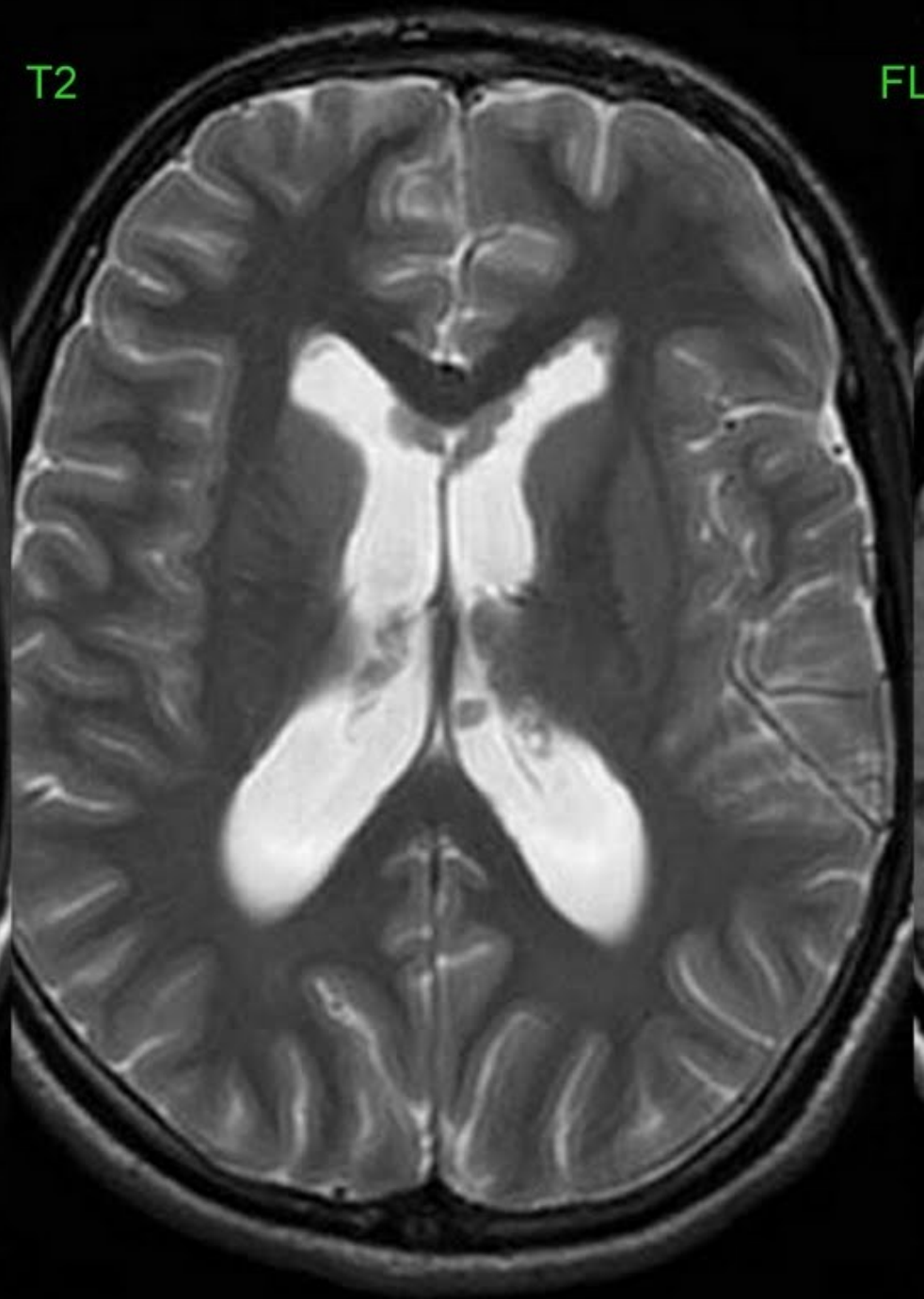
# Magnetická rezonanční tomografie (*Magnetic resonance imaging - MRI*)

- Výsledný obraz se získává podobným způsobem zpracování informace jako u CT (Fourierovou transformací).
- Můžeme zviditelnit místní rozdíly hustoty vodíkových jader (PD) nebo rozdíly v relaxačních časech (následující slide).

T1



T2

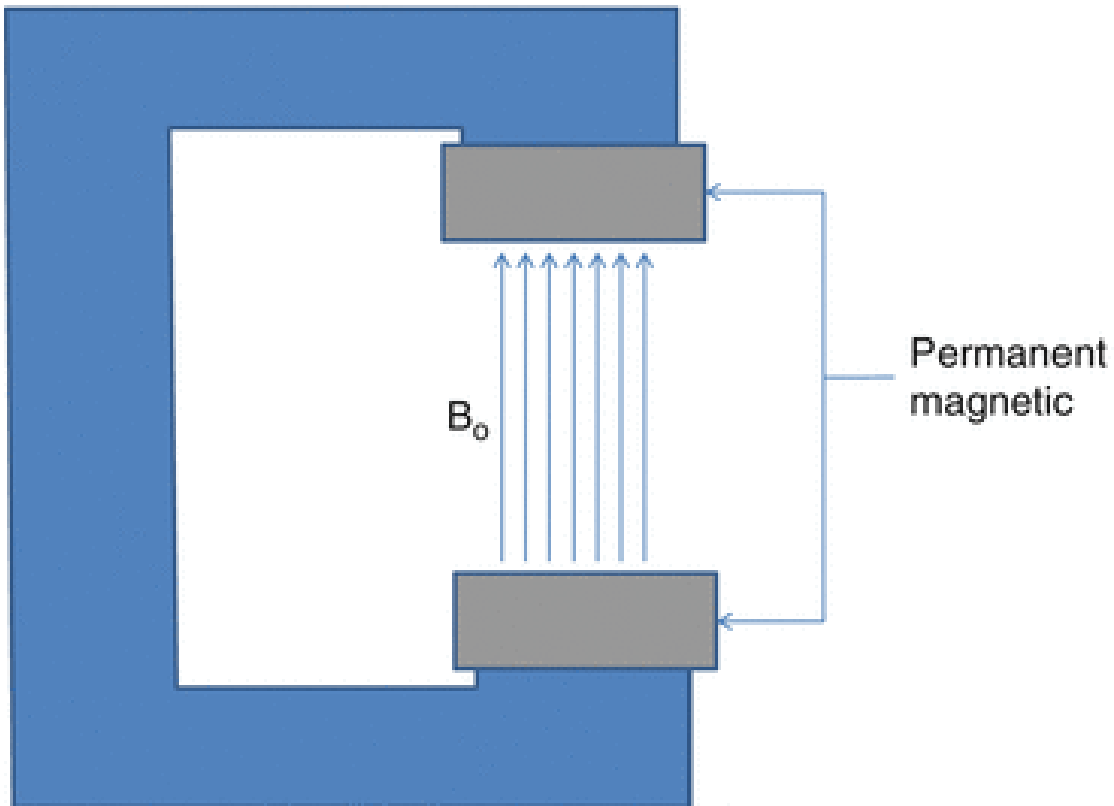


FL



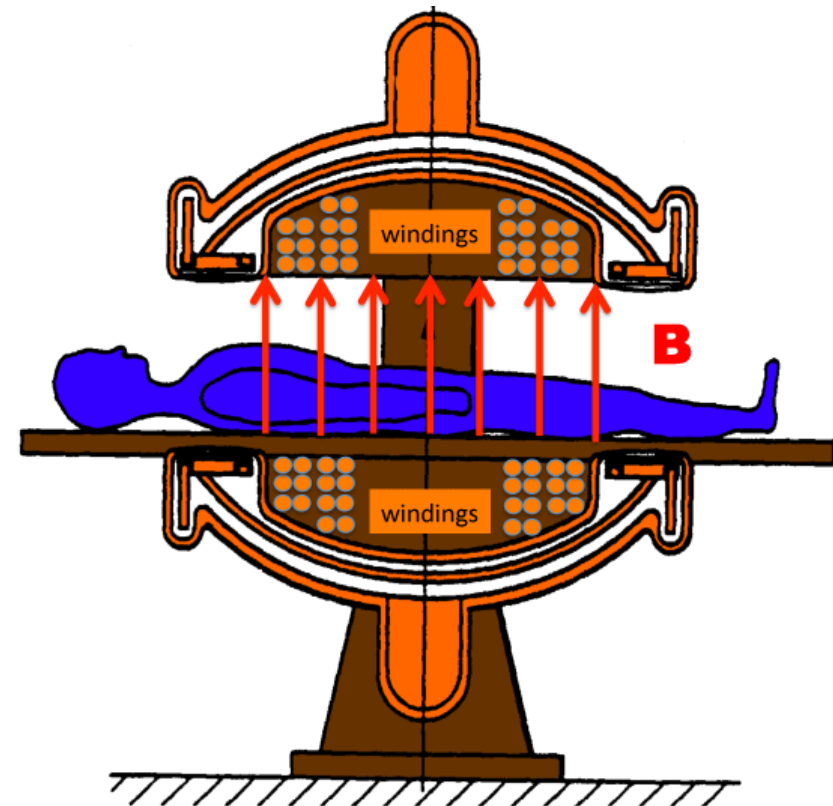
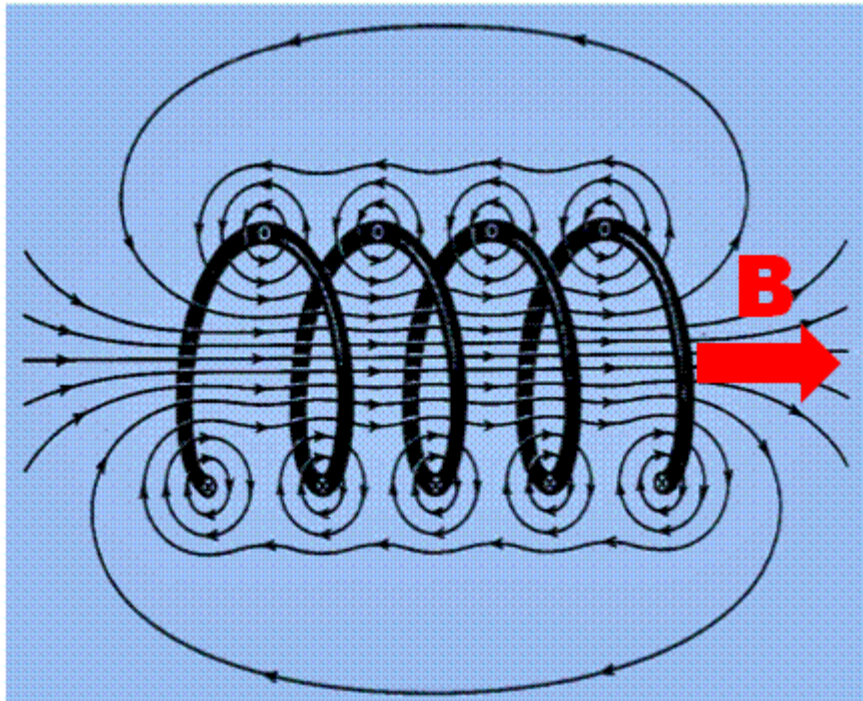
# Technické aspekty

- Až do hodnoty  $B = 0,4 \text{ T}$  lze použít obřích permanentních (kovových) magnetů (levný provoz, avšak nízké rozlišení kontrastu, nehomogenita pole, velká hmotnost).



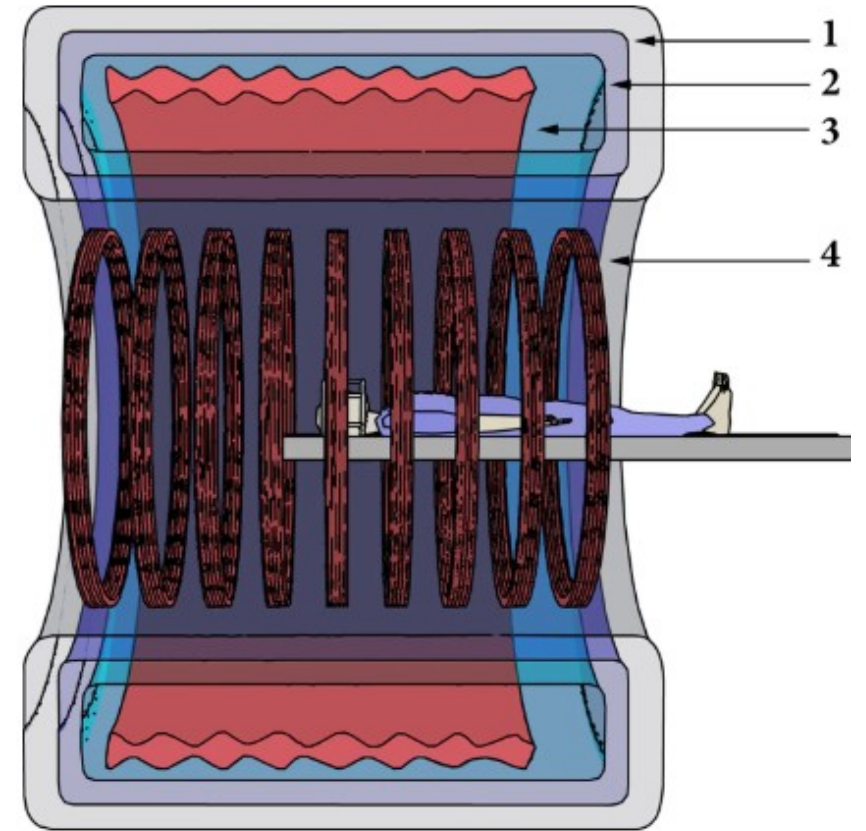
# Technické aspekty

- Elektromagnety (persistent) (v provedení solenoidním (tomografickém) nebo dipolárním (otevřeným)) poskytují silnější pole, avšak vyžadují velké množství elektrické energie = drahý provoz (představte si jako MR cívku zapojenou do elektrické zásuvky).



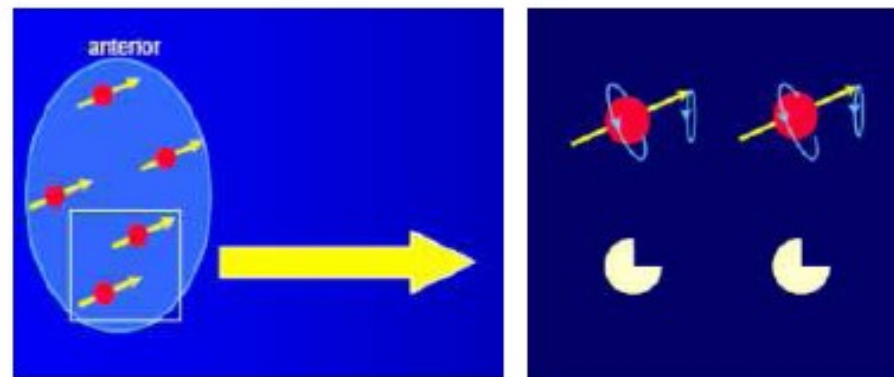
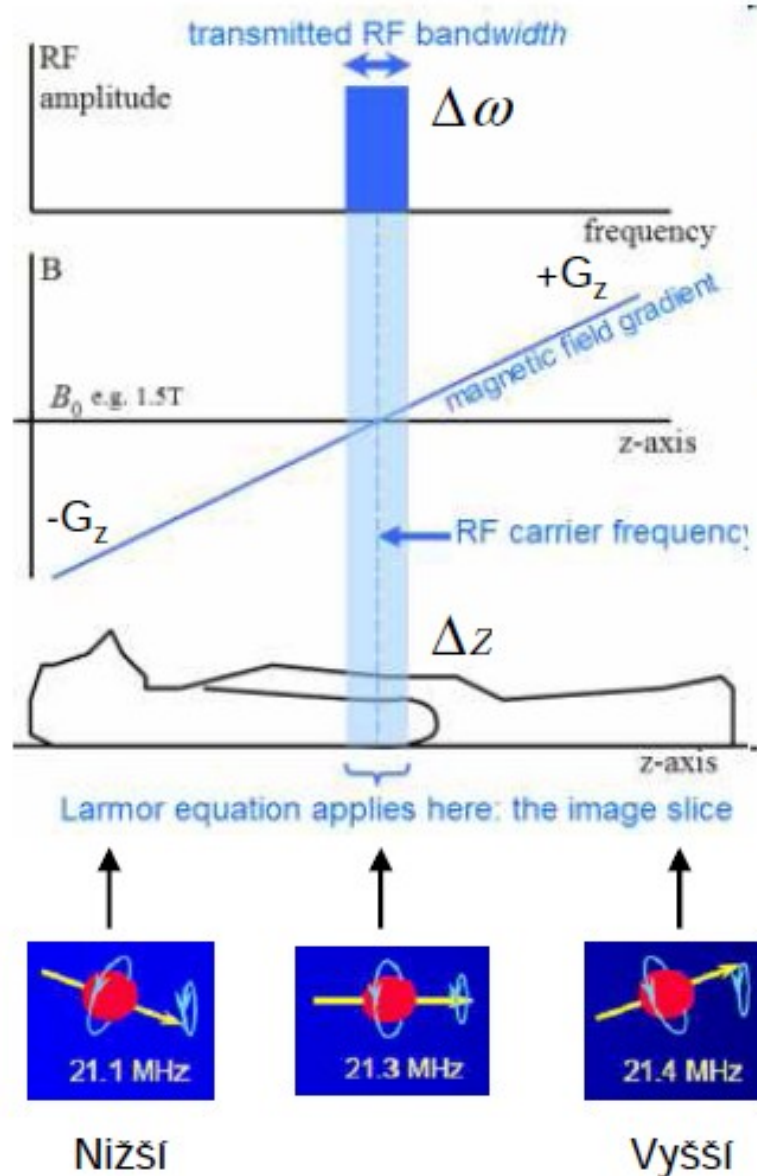
# Technické aspekty

Nejlepší rozlišení kontrastu mají magnety se **supravodivým vinutím cívek**. Poskytují dnes magnetické pole až do hodnoty  $B = 10 \text{ T}$ , avšak musejí být chlazeny kapalným heliem = vysoké pořizovací náklady, ale nižší provozní. V praxi používané hodnoty  $B$  se pohybují v rozmezí 1 – 3 T.

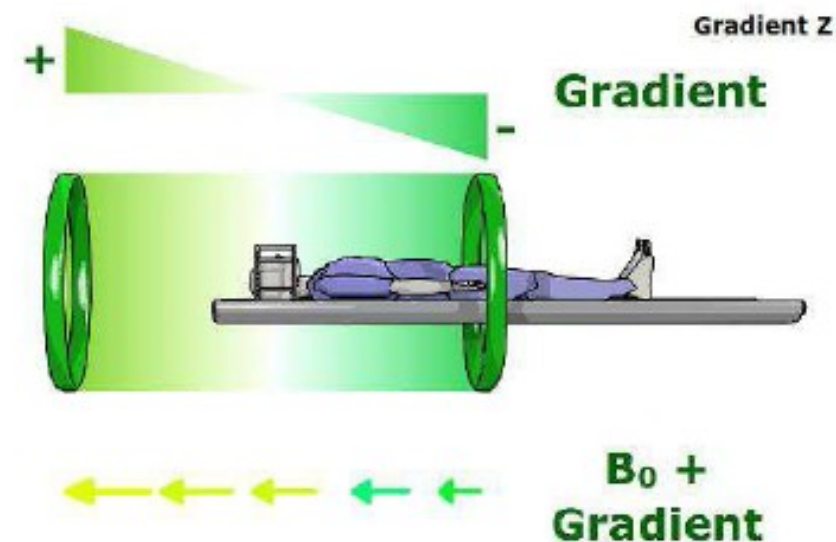


# Technické aspekty

➤ **Gradients** magnetického pole (řádově  $\text{mT}\cdot\text{m}^{-1}$ ) se získávají přidavnými cívkami.



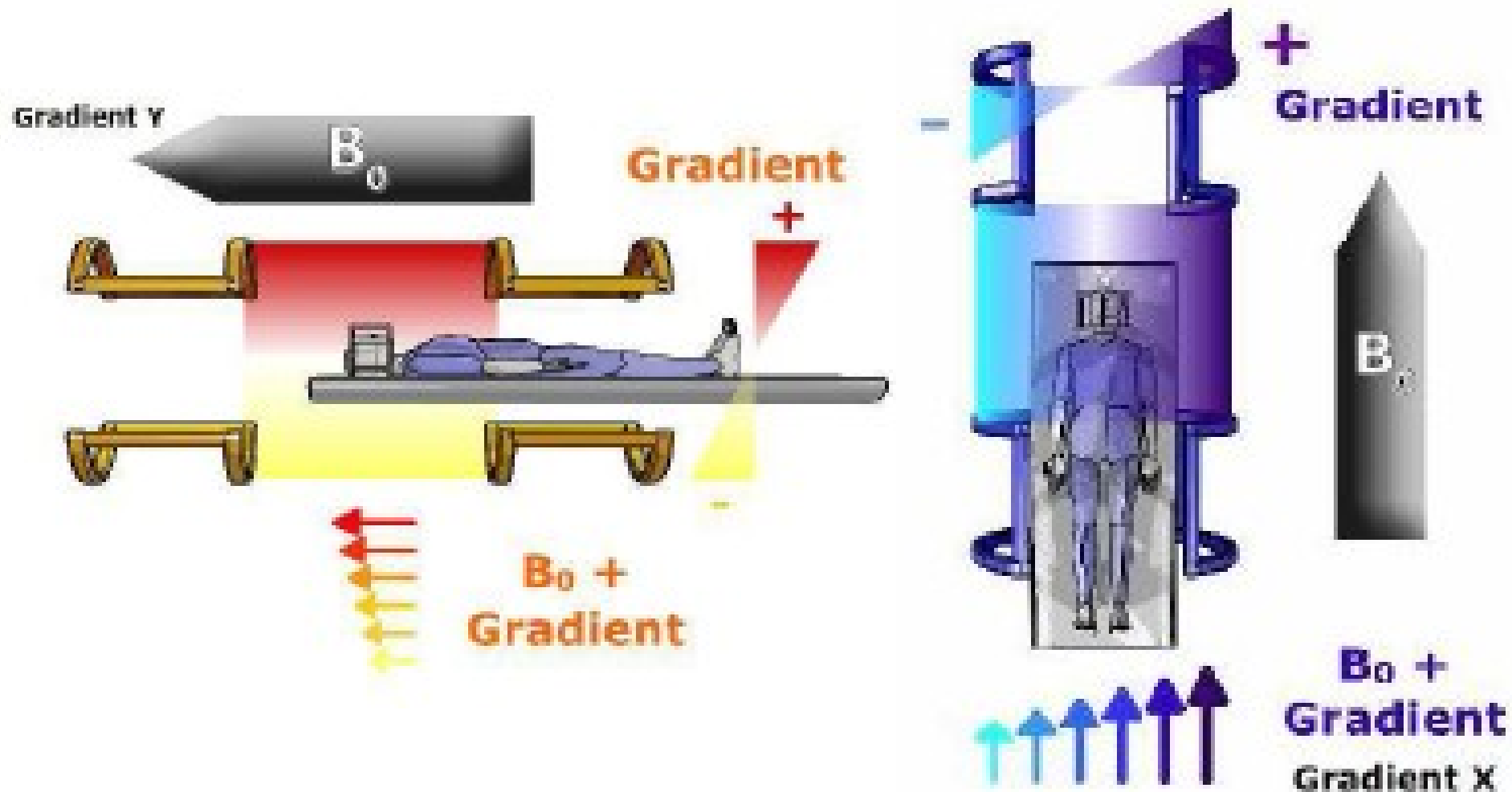
Všechna jádra uvnitř zvolené tomografie precesují se stejnou frekvencí i fází.



$$\Delta\omega = \gamma \cdot G_z \cdot \Delta z$$

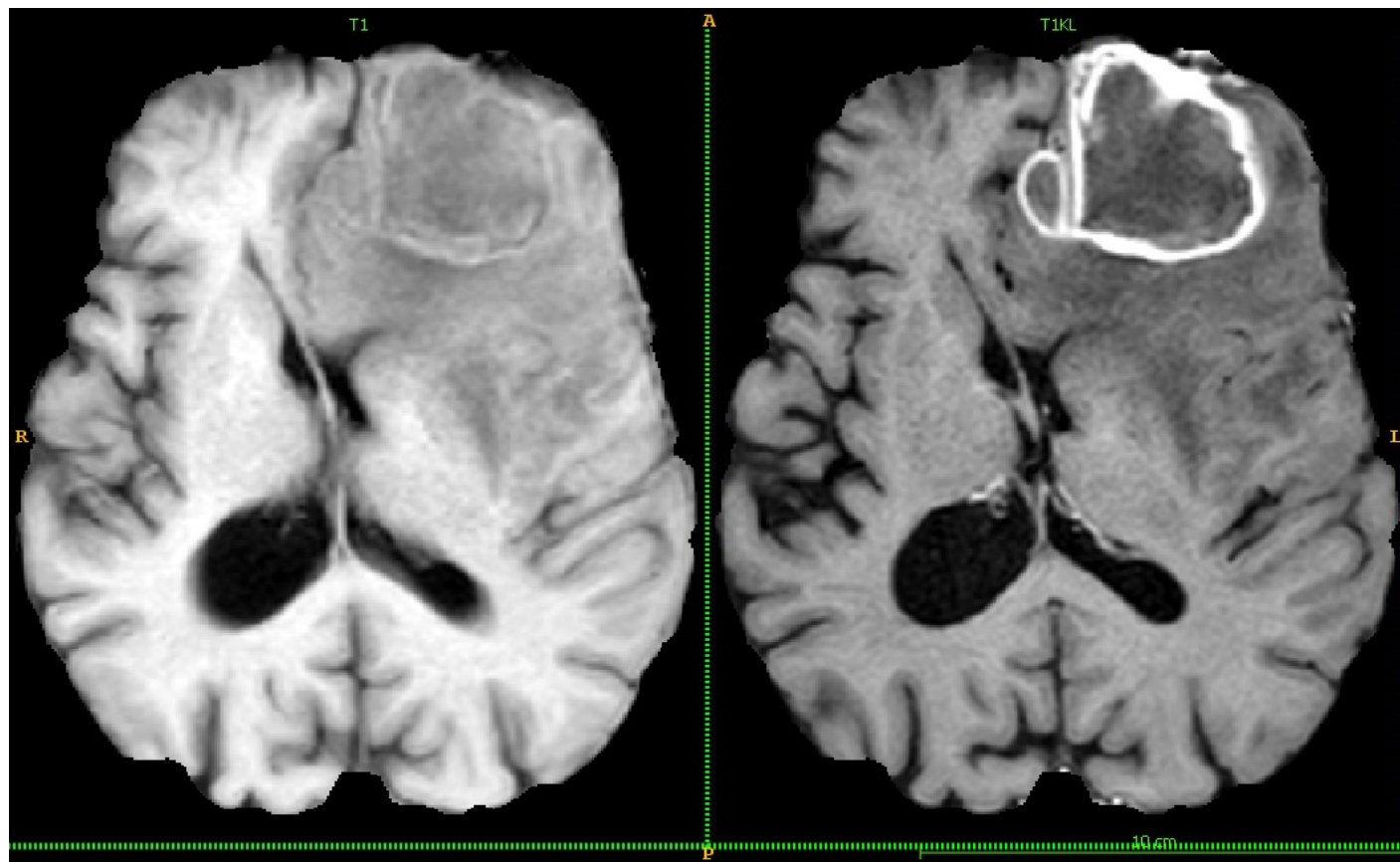
# Technické aspekty

➤ **Gradienty** magnetického pole (řádově  $\text{mT}\cdot\text{m}^{-1}$ ) se získávají přídatnými cívkami.



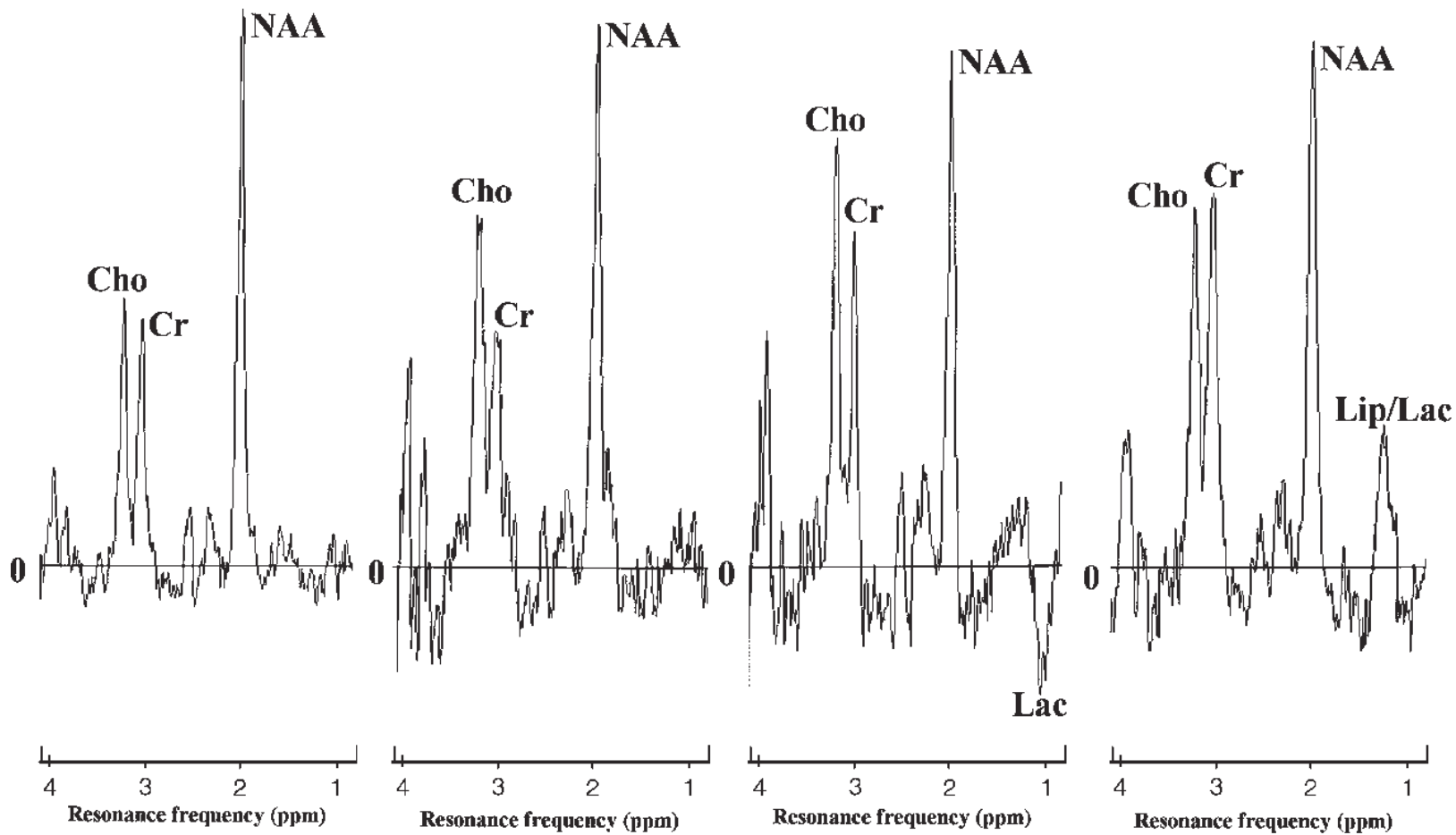
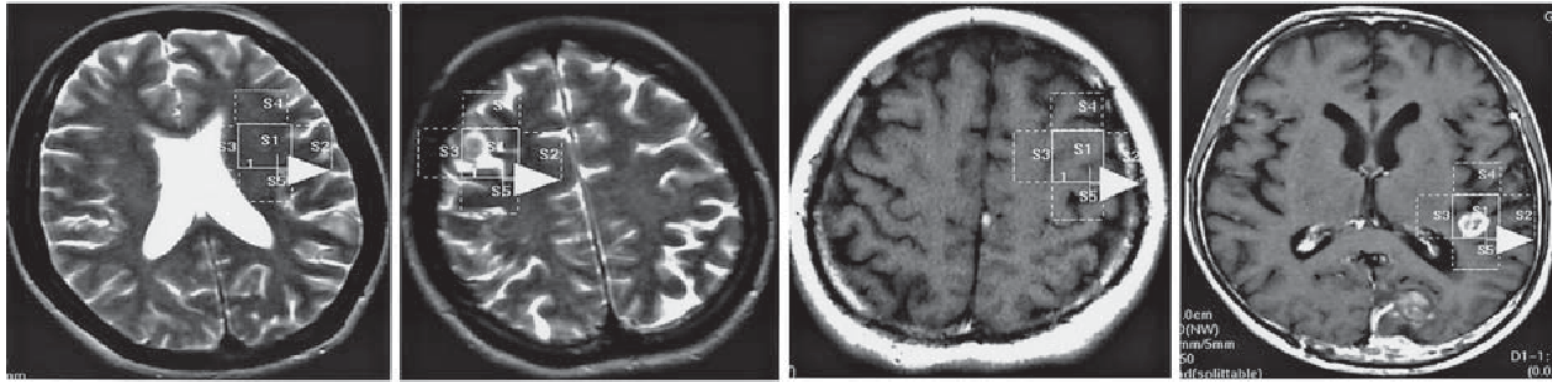
# MR a kontrastní látky

Některé paramagnetické atomy mohou zesílit signál. Z tohoto důvodu se používá jako kontrastní prostředek pro MRI např. **gadolinium**. Gadolinium je chemicky vázáno k vhodné látce, např. DTPA - diethylén-triamino-penta-octové kyselině.



# MR - spektroskopie

➤ Přesná hodnota Larmorovy frekvence se mírně mění (posunuje) podle polohy vodíku v molekule (tzv. chemický posun). Dobře měřitelné jsou například různé posuny pro vodík ve skupinách =CH- nebo -CH<sub>2</sub>-. Toto nám umožňuje identifikovat různé chemické změny *in-vivo* pomocí **NMR – spektroskopie** a pomoci při diferenciaci tumorů (následující snímek).



**Normal type**

**Type I A**

**Type I B**

**Type I C**



# Bezpečnostní aspekty

- Magnet může poškodit jiné [lékařské přístroje](#) nebo [ovlivnit jejich funkci](#). Proto je MRI přísně kontraindikováno u pacientů s nějakým elektronickým zařízením v těle (kardiostimulátory, kochleární implantáty aj. pokud nejsou vysloveně MR kompatibilní)
- Železné předměty jsou silně přitahovány do [portálu přístroje](#) – mohou přístroj poškodit a způsobit zranění. MRI je přísně kontraindikováno u pacientů s jakýmikoliv železnými tělesy v těle (nekompatibilní implantáty, projektily, střepiny granátů aj.)
- MRI se nedoporučuje v prvním trimestru těhotenství.
- Menší problémy mohou způsobovat jakékoliv kovy v těle nebo na povrchu těla (ohřev, svědění, artefakty v obraze). Například: šperky, některé maskary, stará tetování, [zubní výplně](#), korunky a můstky, [implantáty](#) aj.)
- Někteří pacienti trpí úzkostí nebo jsou uvnitř přístroje neklidní, protože vyšetření doprovází značný hluk. Běžná je klaustrofobie.

# Důležité upozornění

**Magnetické paměti (např. kreditní karty, flash disky) mohou být v blízkosti přístroje zničeny.**

# Přístroje pro MRI

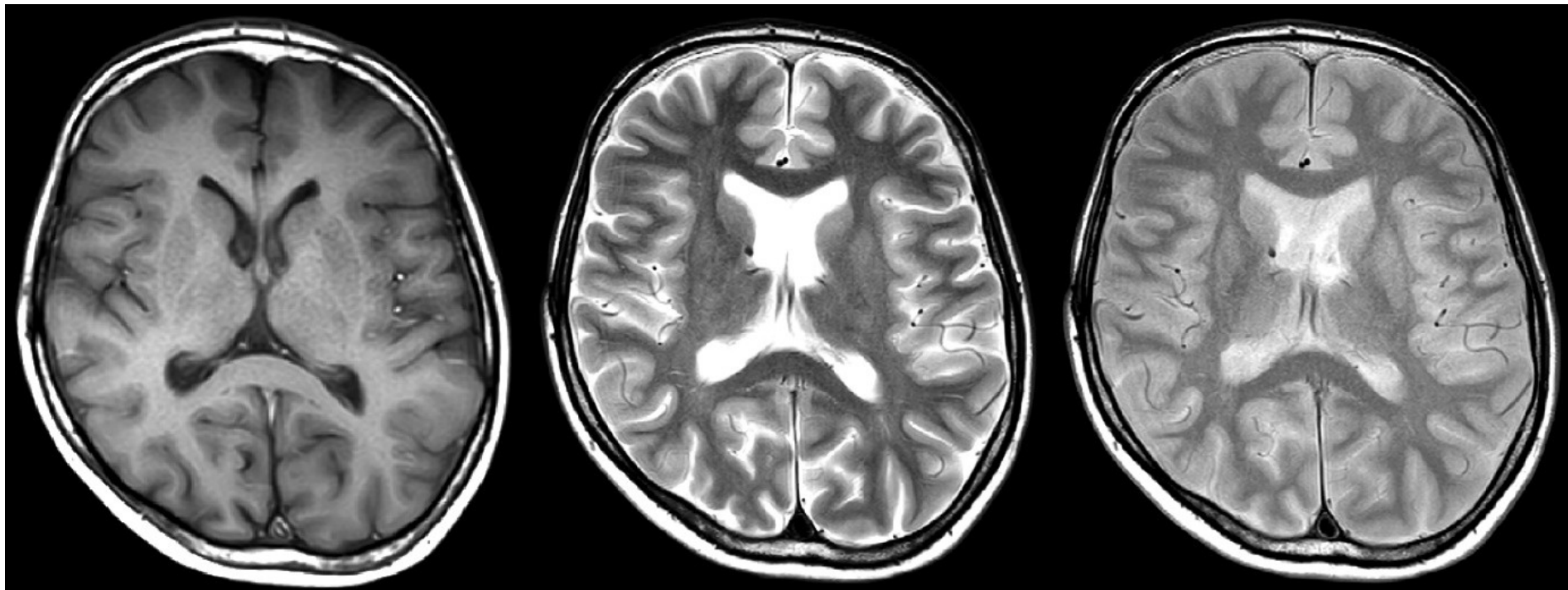


# Příčný řez mozkiem

**T1**

**T2**

**PD**



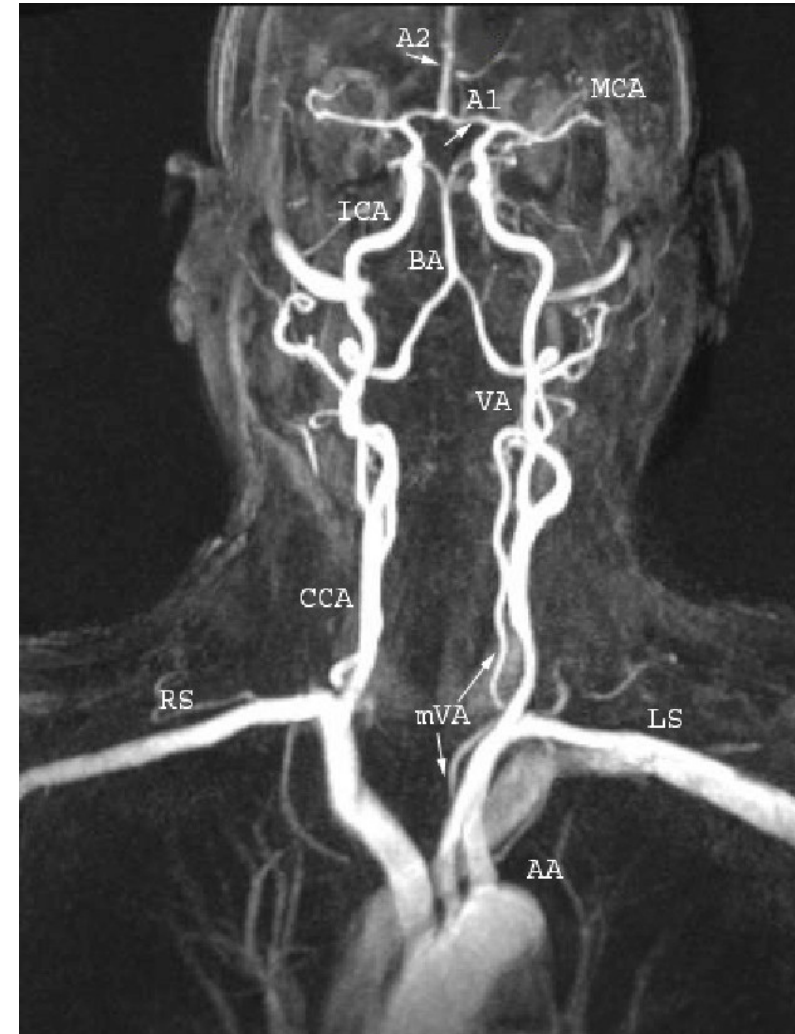
PD = proton density

# MR – Angiogram

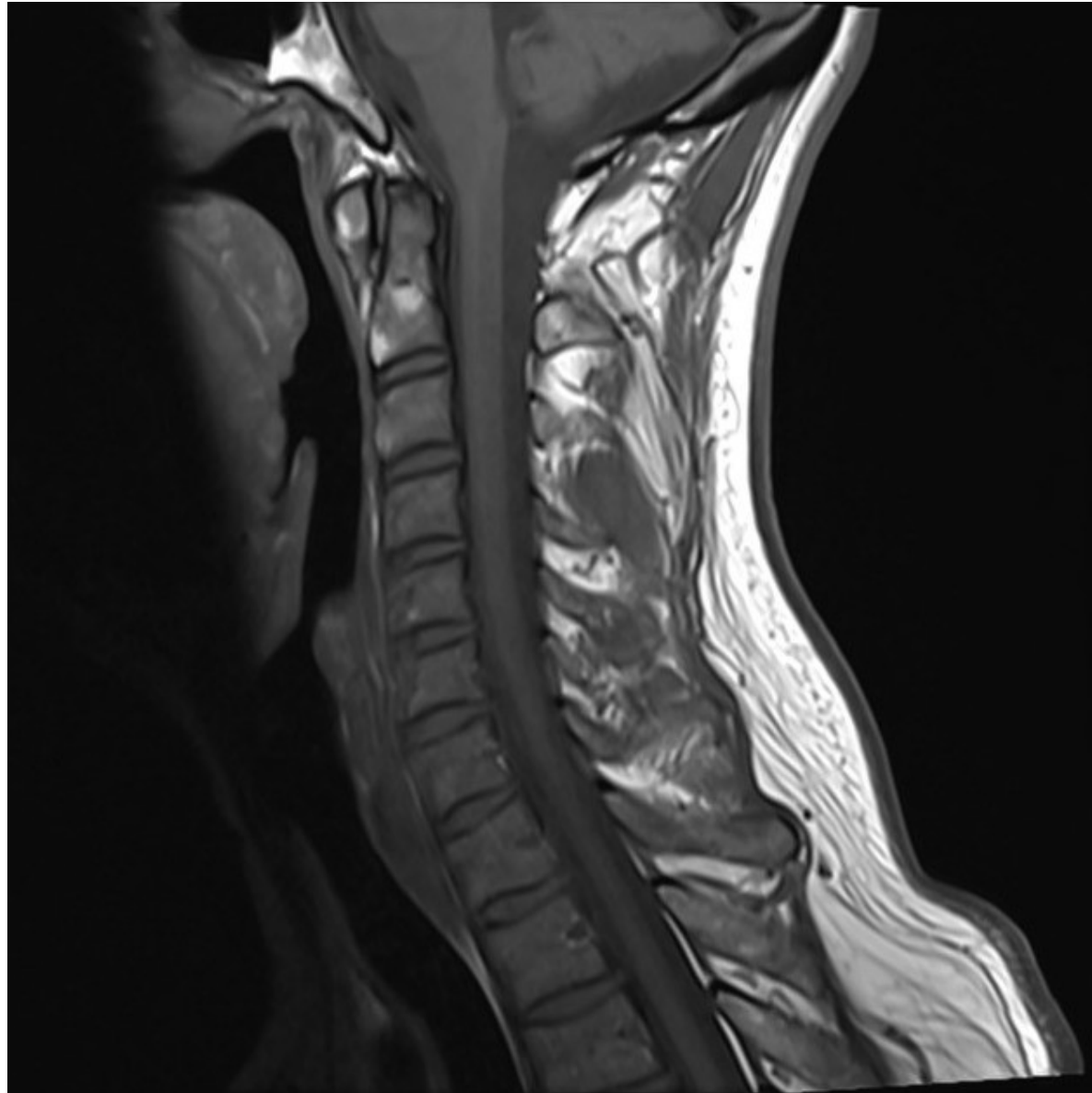
bez kontrastní látky



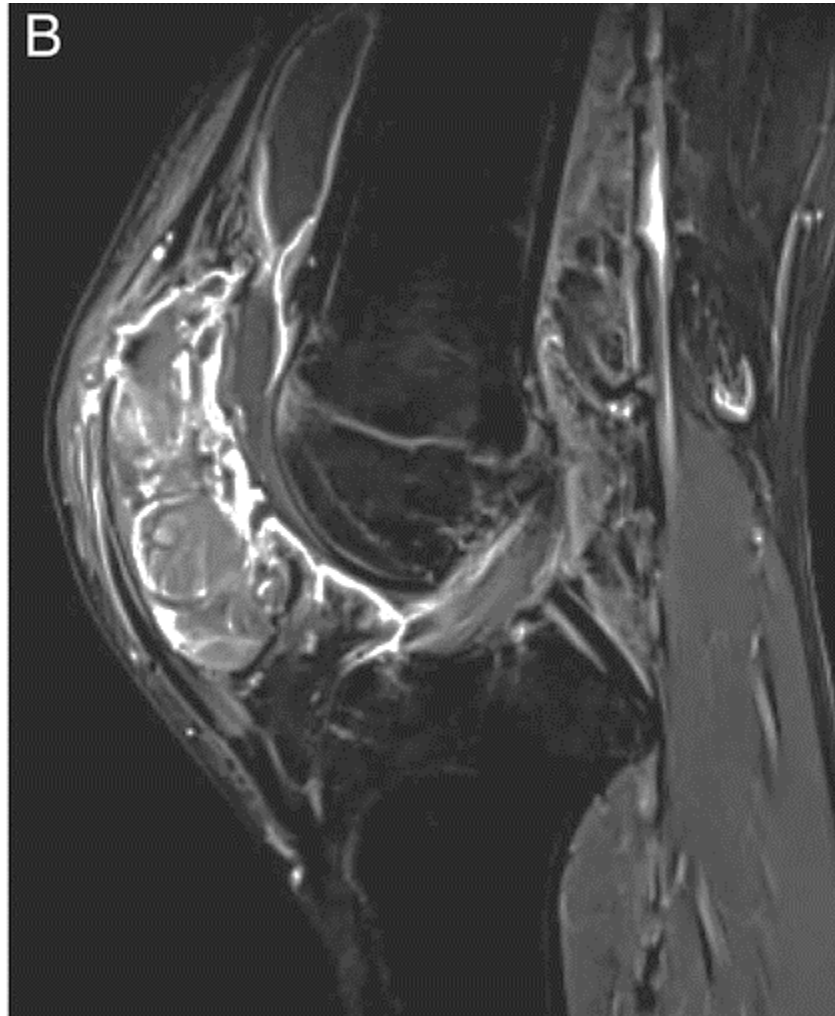
s kontrastní látkou



# Sagitální T1 snímek krční páteře

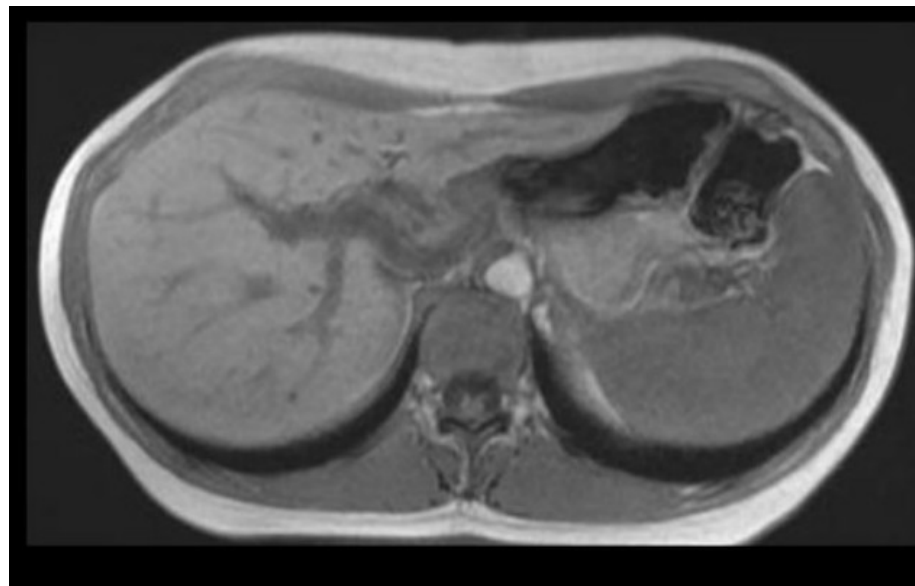


# Sagitální rovina kolenem

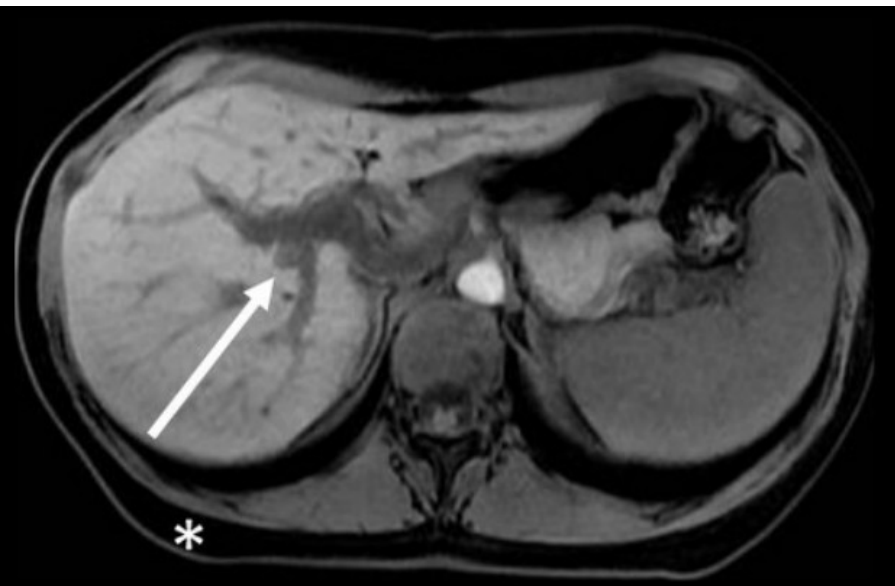


# Příčná rovina játry

T1



T1 s potlačením tuku





# Série anglických lekcí k hlubšímu pochopení MRI

## 1. přednáška

<https://www.youtube.com/watch?v=Khn-azofAD4>

Autoři:

**Vojtěch Mornstein, Marek Dostál,  
Carmel J. Caruana, Ivo Hrazdira,**

**Poslední revize a ozvučení: březen 2021**