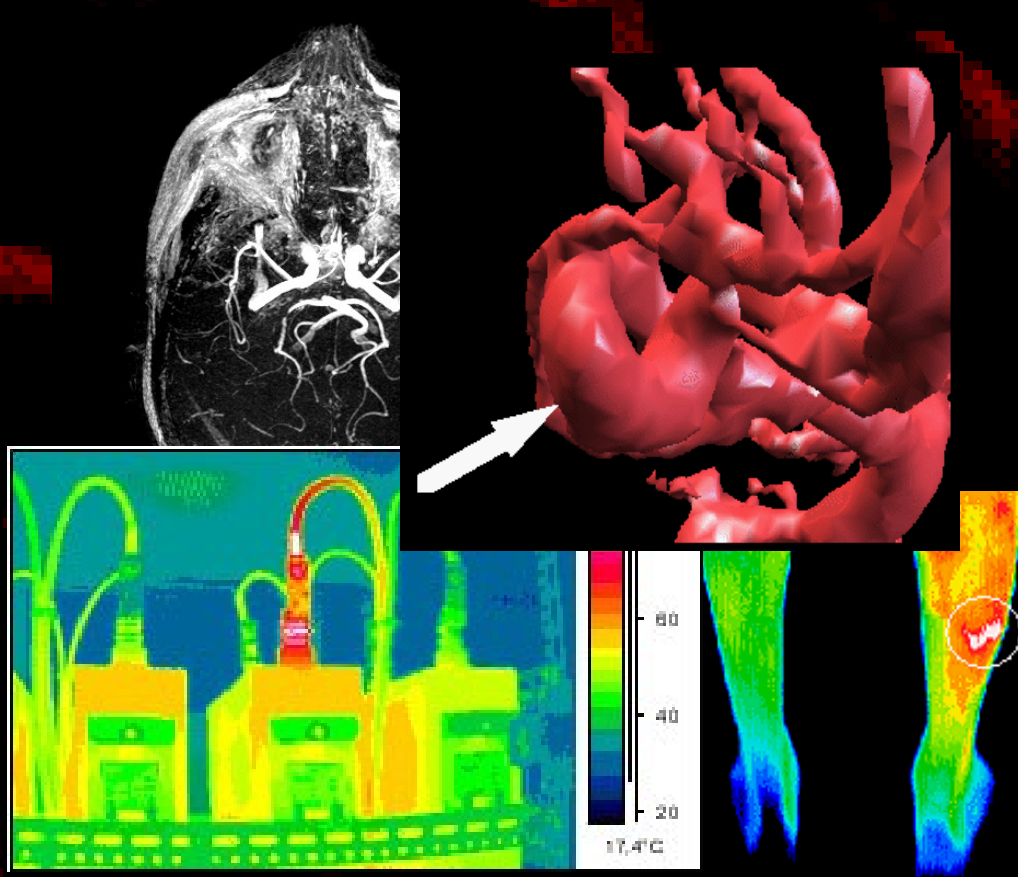


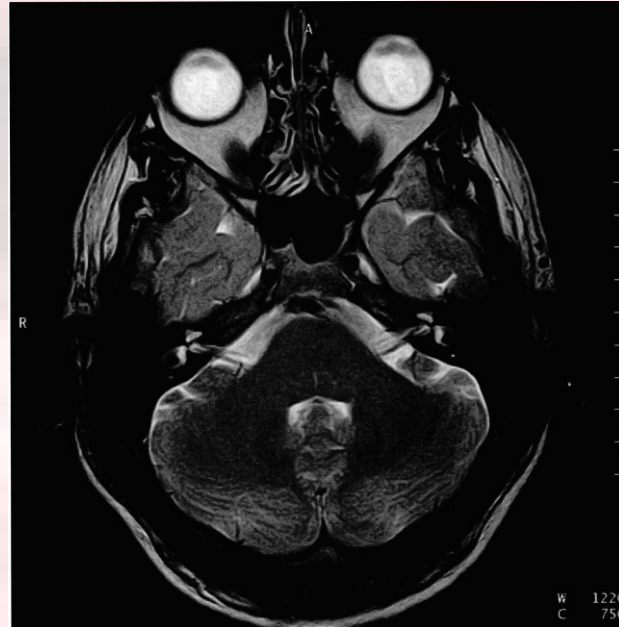
Přednášky z lékařské biofyziky

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty
Masarykovy univerzity, Brno



Přednášky z lékařské biofyziky

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty
Masarykovy univerzity, Brno



Magnetická rezonanční tomografie (MRI)

Zdroje obrázků a drobné připomínky najdete v komentářích jednotlivých snímků!

Magnetická rezonanční tomografie

- Význačným rysem této zobrazovací metody je využití neionizujícího záření a absence genetického poškození.



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.

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** ^1H , fosfor ^{31}P , uhlík ^{13}C , fluor ^{19}F nebo sodík ^{23}Na .



Nuklid	Celkový jaderný spin I
H - 1	$\frac{1}{2}$
H - 2	0
C - 12	0
O - 16	0
N - 14	1
F - 19	$\frac{1}{2}$
P - 31	$\frac{1}{2}$
Na - 23	$1\frac{1}{2}$

Teoretický základ MRI

- Magnetický moment jádra μ je VEKTOROVÁ veličina úměrná spinovému momentu hybnosti S ($\mu = \gamma S$, γ 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** ω , přičemž platí:

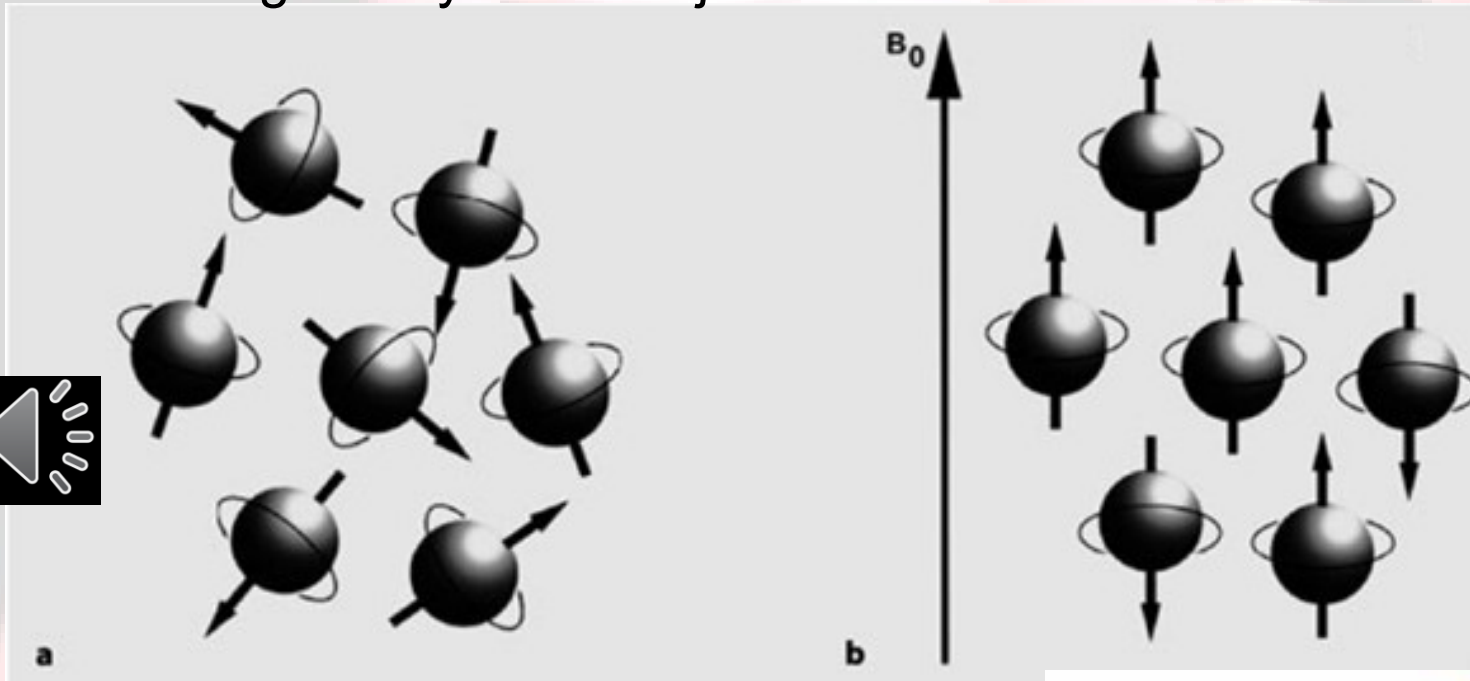
$$\omega = \gamma B$$

γ = gyromagnetický poměr

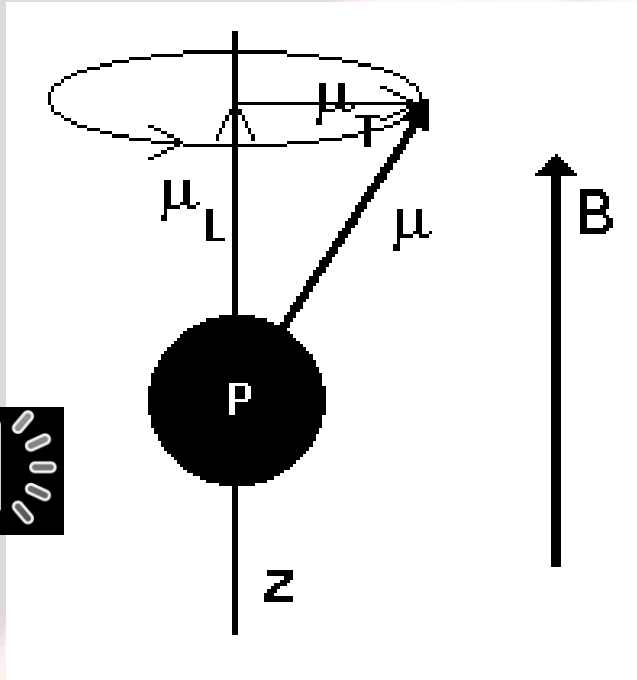
Hodnota této frekvence je u vodíku 42,6 MHz pro B = 1T



- Orientace mag. momentů v silném vnějším statickém mag. poli
 - Střelka kompasu
 - Magnetický moment jádra



Vektor magnetizace



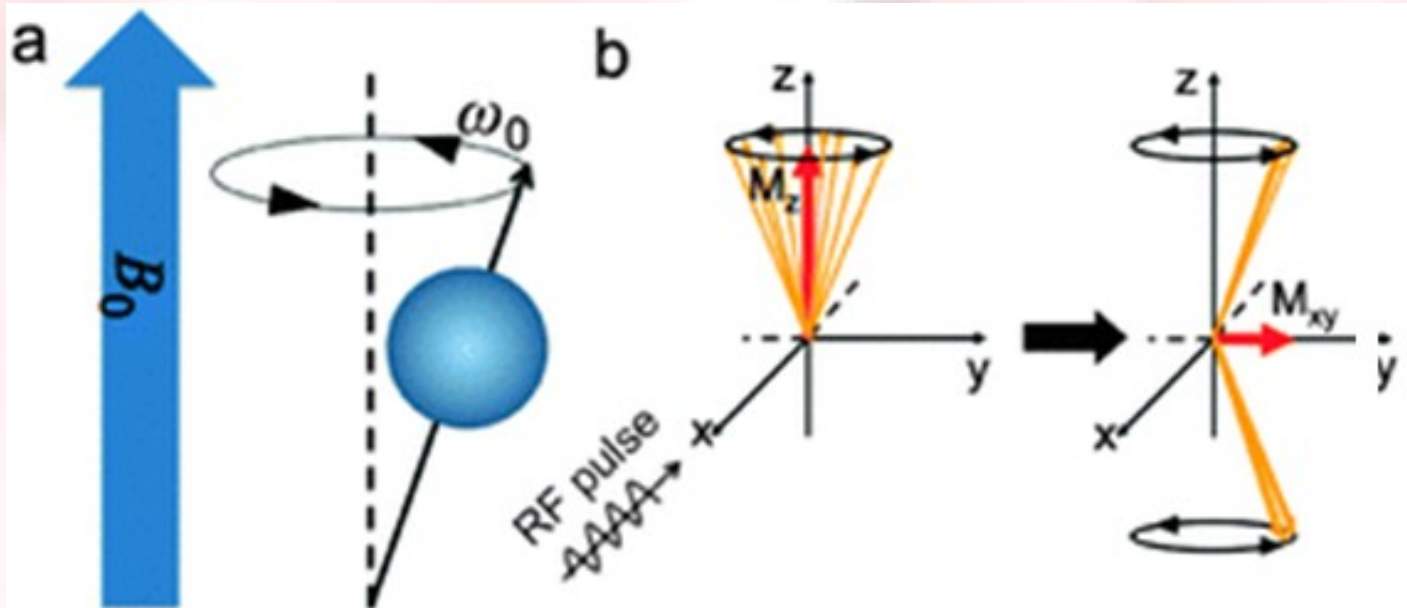
P - jádro vodíku (proton), B - vektor magnetické indukce, z - osa z, ztotožněná s osou precese (paralelní s B), μ - magnetický moment jádra, μ_L - průmět magnetického momentu jádra do směru osy z (vektorový součet těchto průmětů v objemové jednotce látky je vektorem **longitudinální magnetizace**), μ_T - 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 resonanci, frekvence RF impulsů rezonuje s frekvencí precesního pohybu jader). Současně dochází k fázovému sladění precesního pohybu jader.

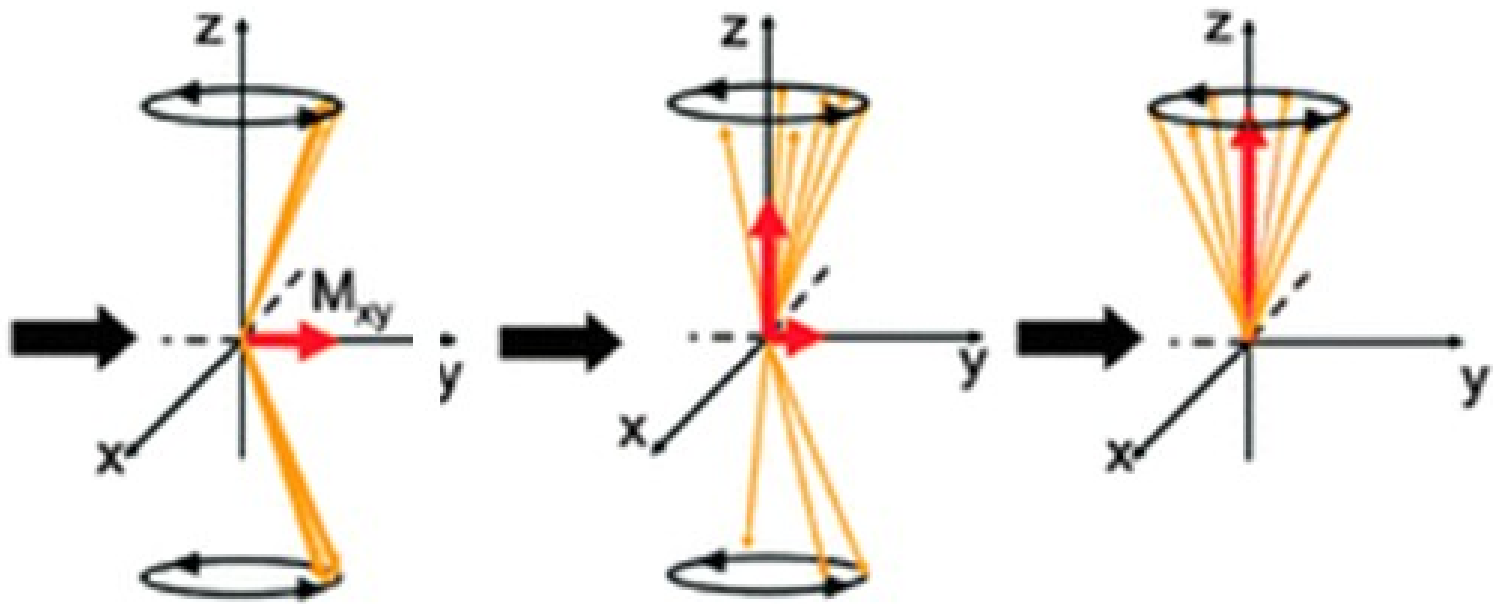


Vektor longitudinální magnetizace se orientuje do opačného směru.
Vektor transverzální magnetizace se objevuje a začíná rotovat v rovině xy.



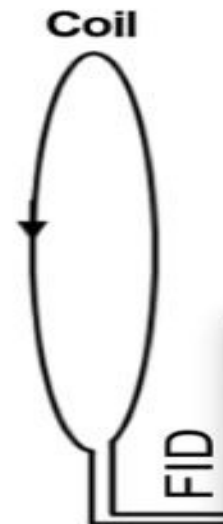
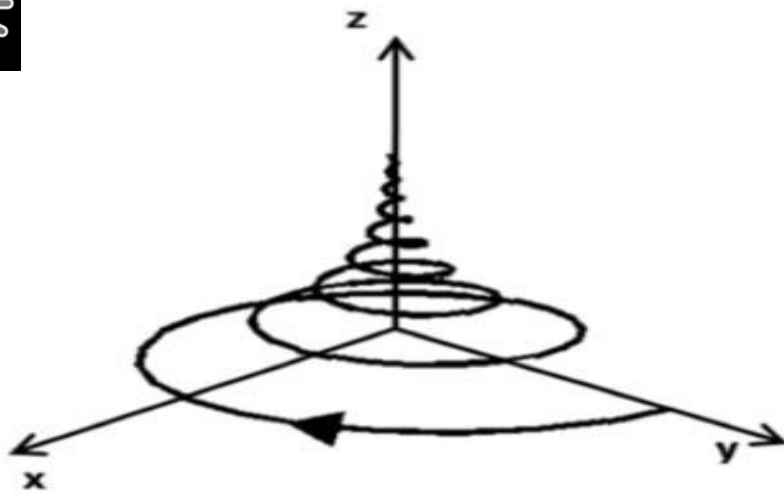
Měření hustoty vodíkových jader ve tkáních

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.

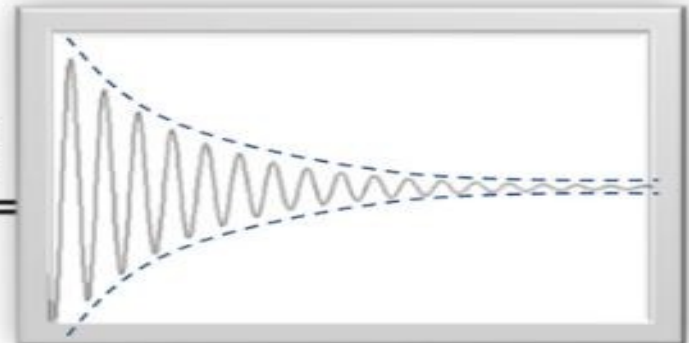


Měření hustoty vodíkových jader ve tkáních

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“).



Measured Signal



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.

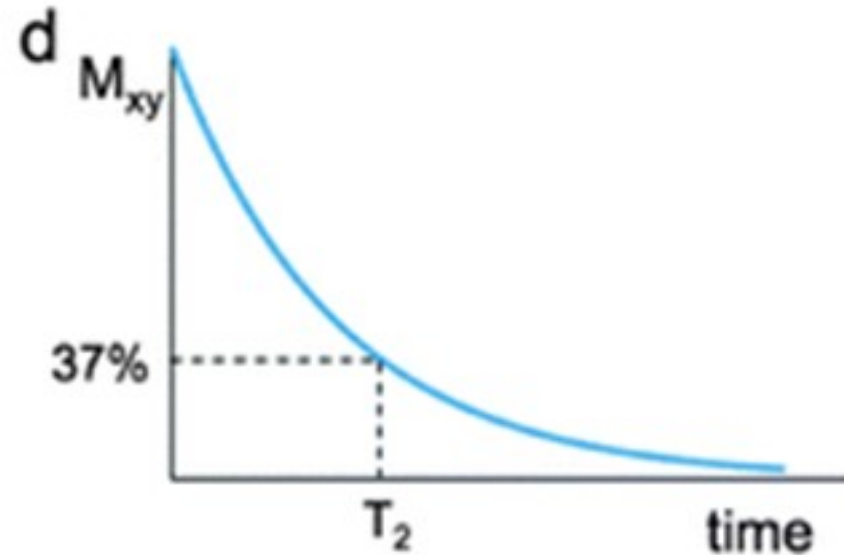
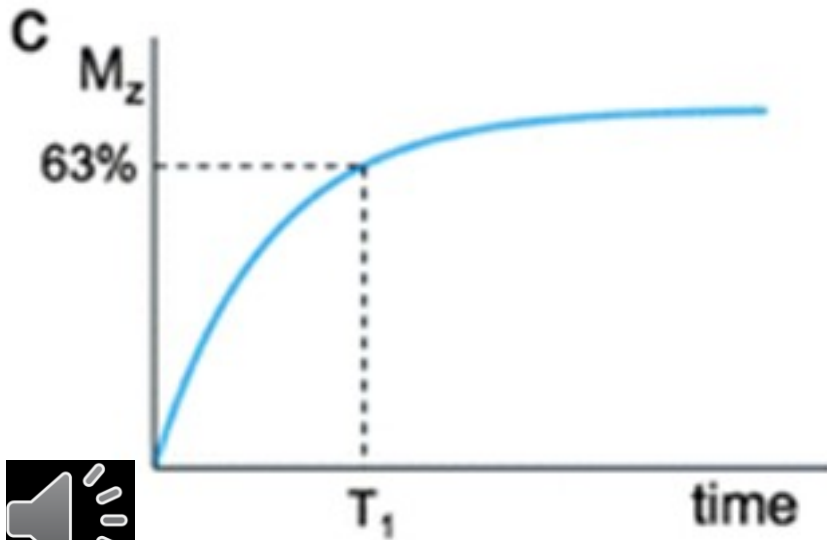


Vektor longitudinální magnetizace se během něj vrací do původního směru.

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

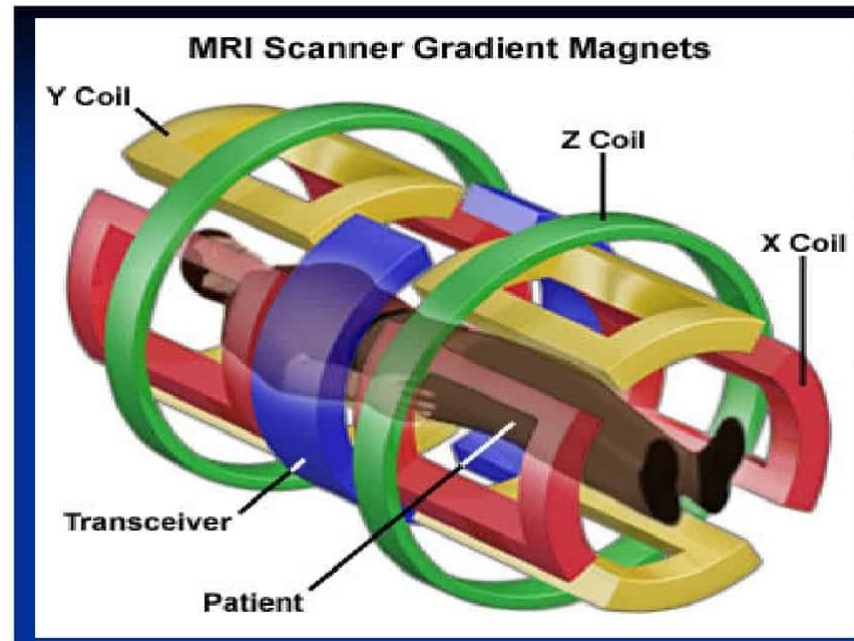


Typ látky	T_1 [ms]	T_2 [ms]
tuk	250	60
sval	900	50
krev	1400	100-200
mozek		
šedá hmota	950	100
bílá hmota	600	80
mozkomíšní tekutina	2000	250



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*)

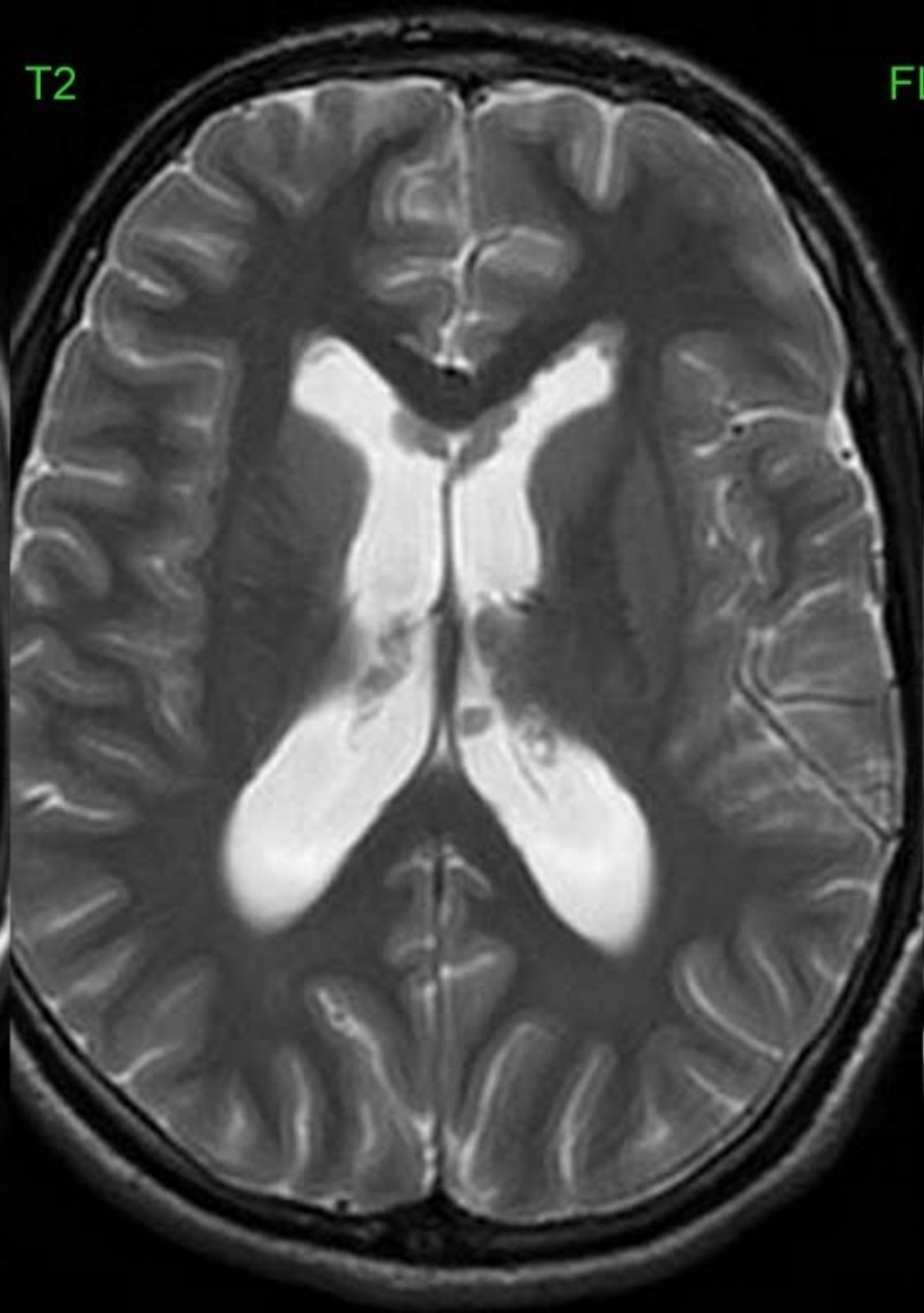
- Výsledný obraz se získává podobným způsobem zpracování informace jako u CT (Fourierovou transformací).
- Můžeme zviditelnit místní rozdíly hustoty vodíkových jader (PD) nebo rozdíly v relaxačních časech (následující slide).



T1

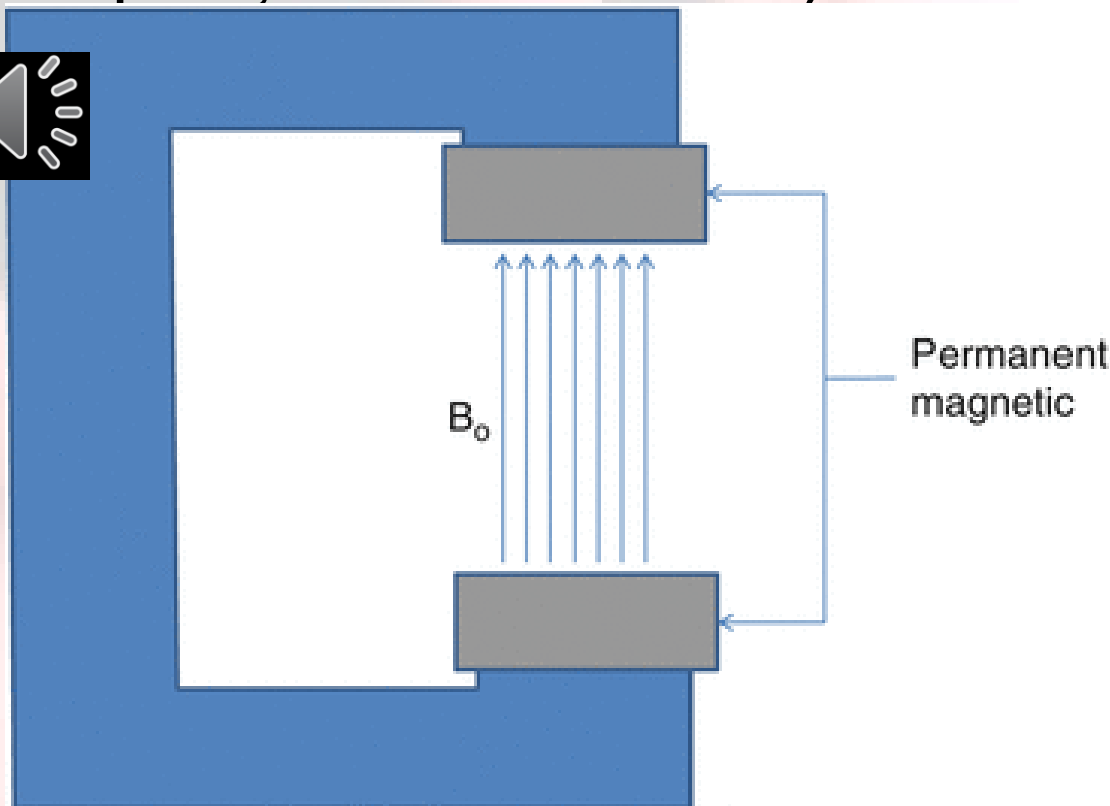


T2



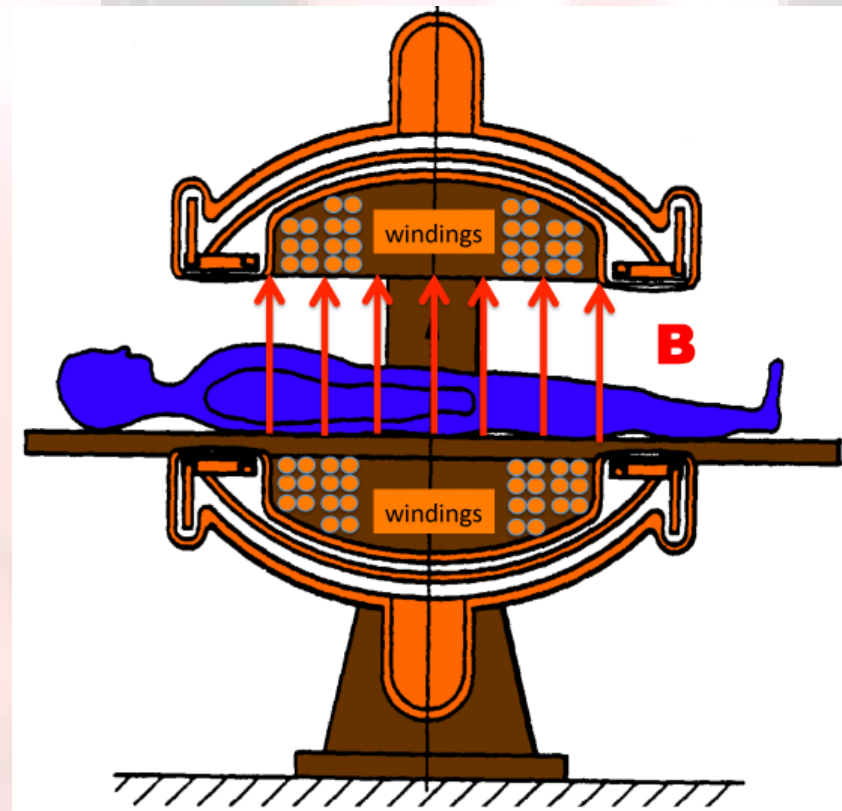
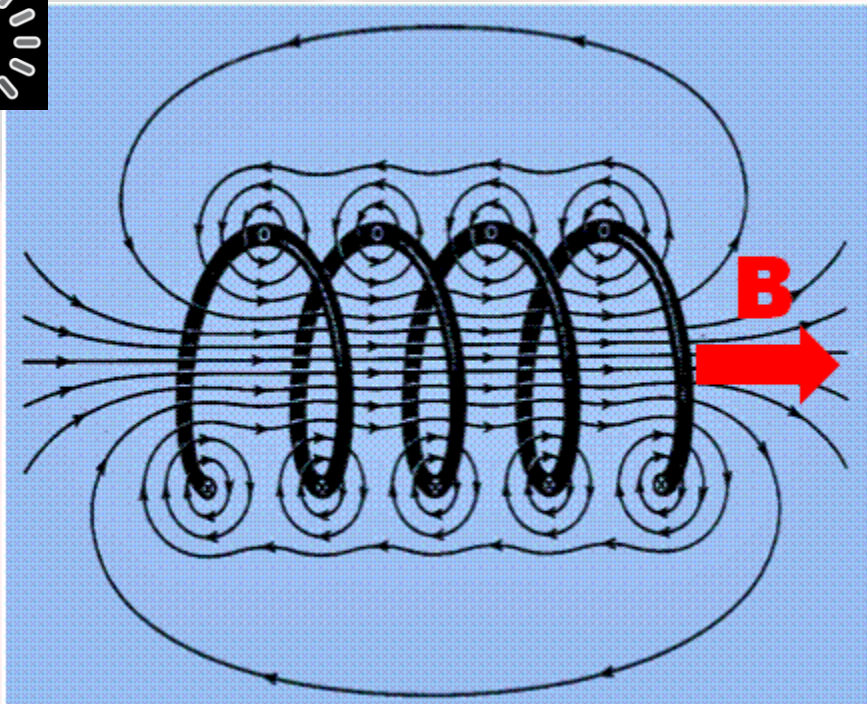
Technické aspekty

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



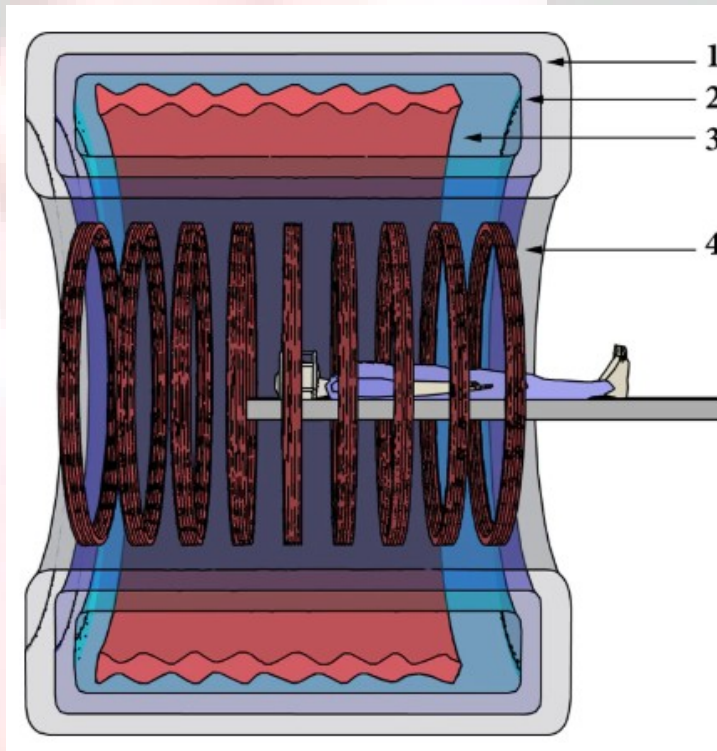
Technické aspekty

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



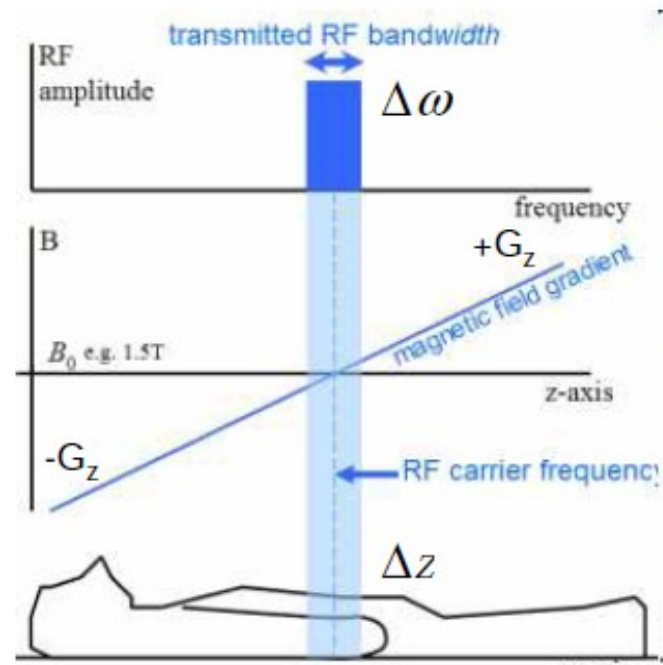
Technické aspekty

- 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.

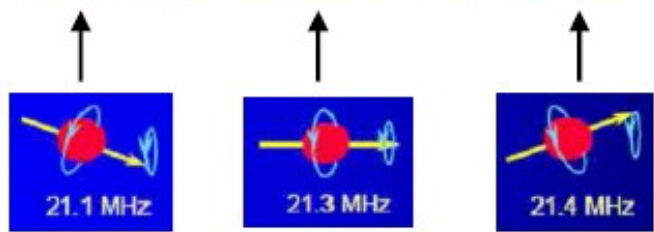


Technické aspekty

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

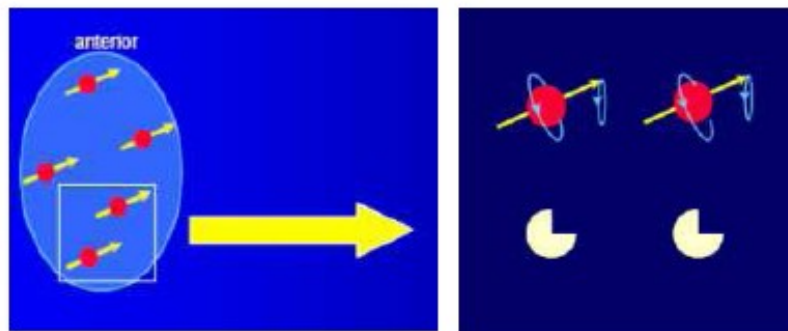


Larmor equation applies here: the image slice

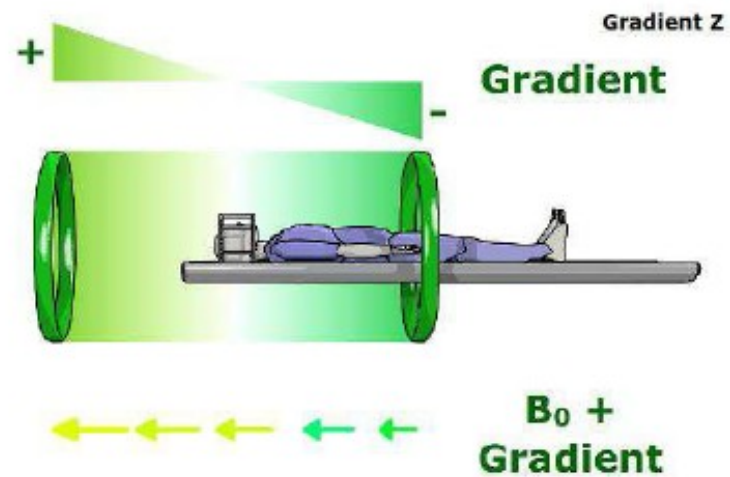


Nižší

Vyšší



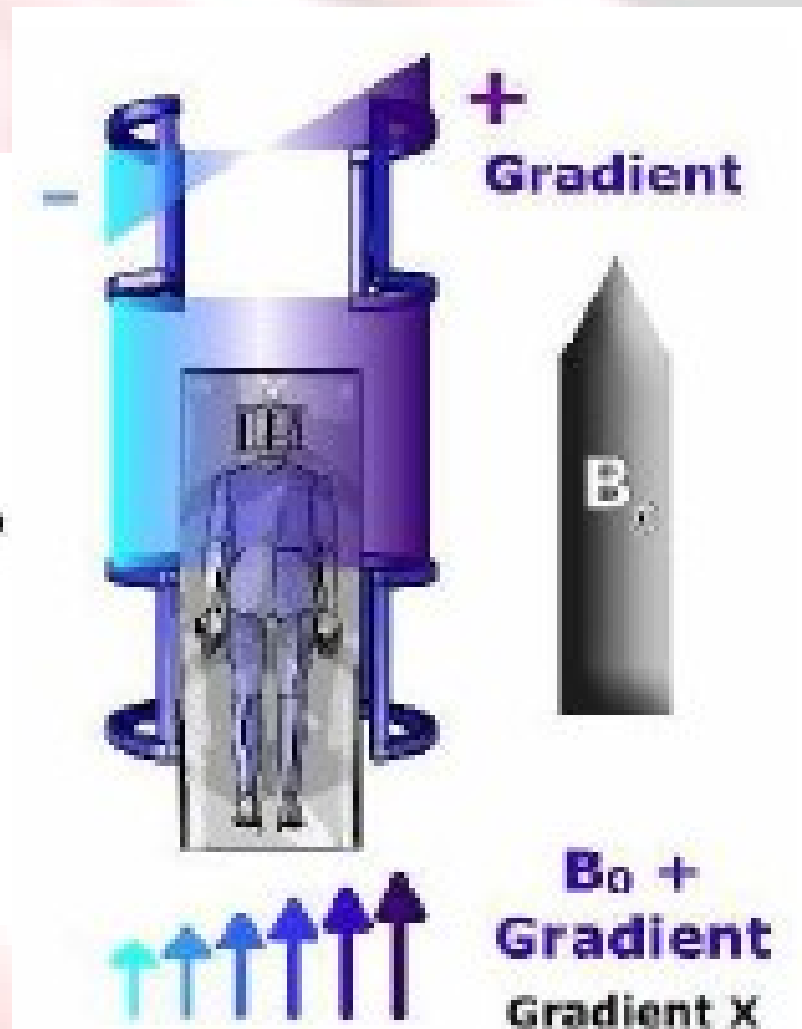
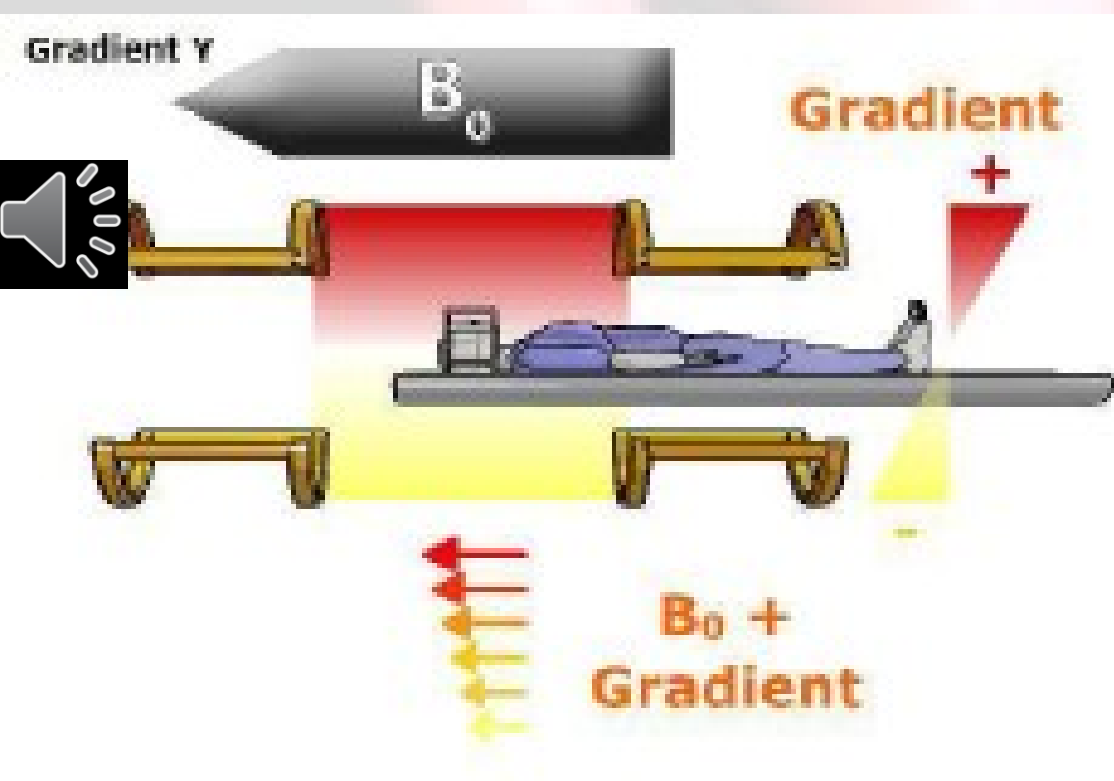
Všechna jádra uvnitř zvolené tomografie precesují se stejnou frekvencí i fází.



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

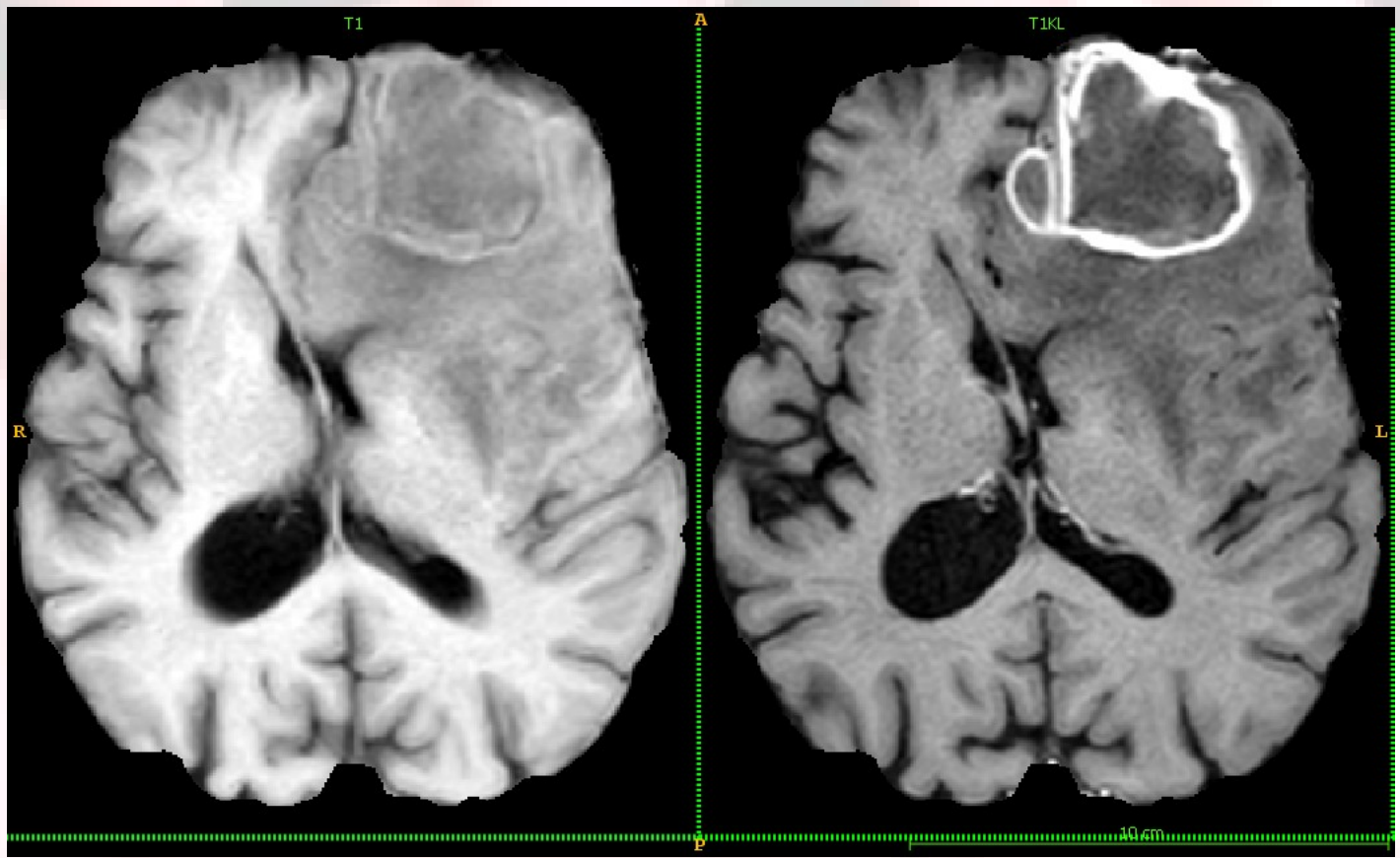
Technické aspekty

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



MR a kontrastní látky

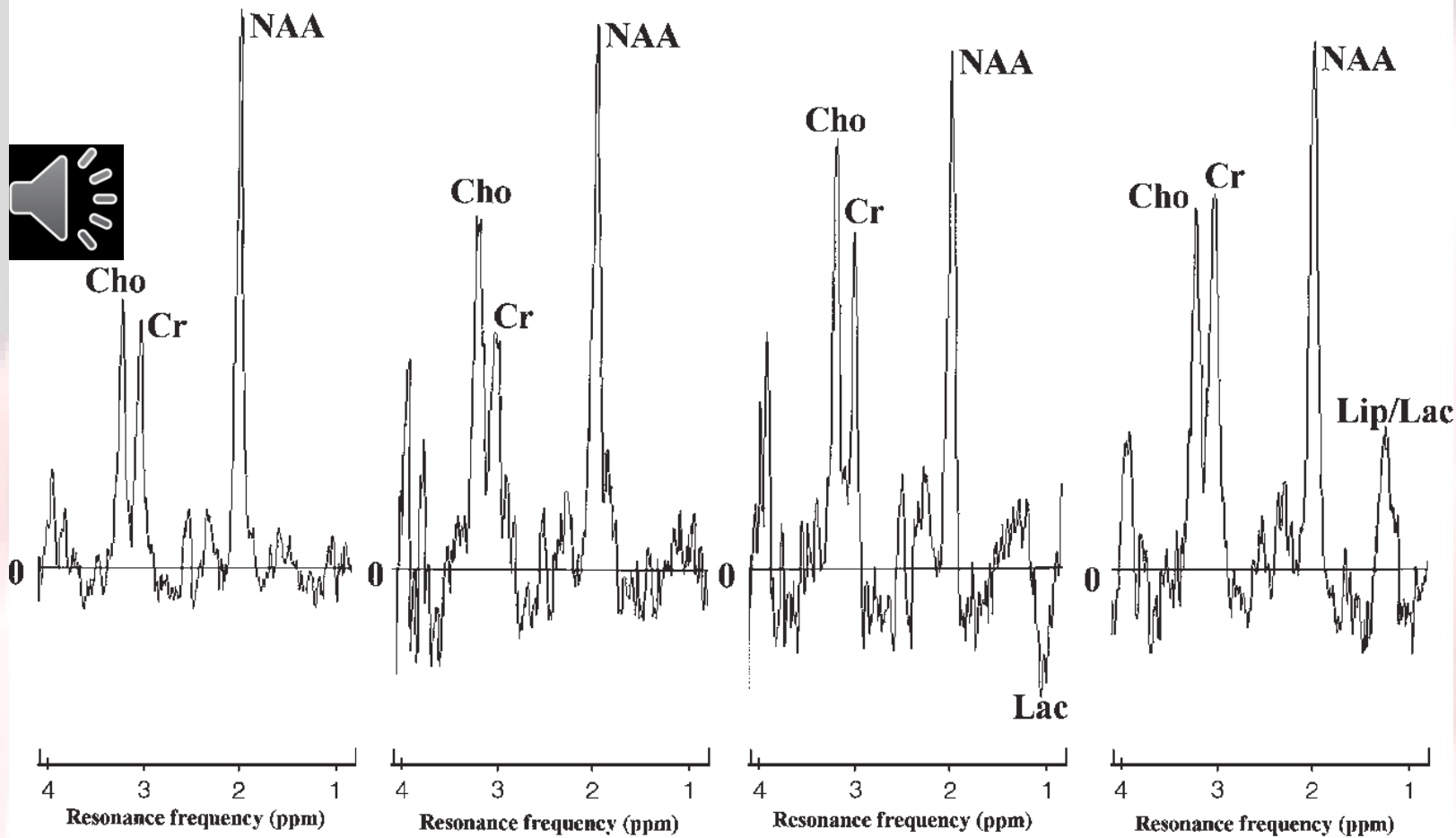
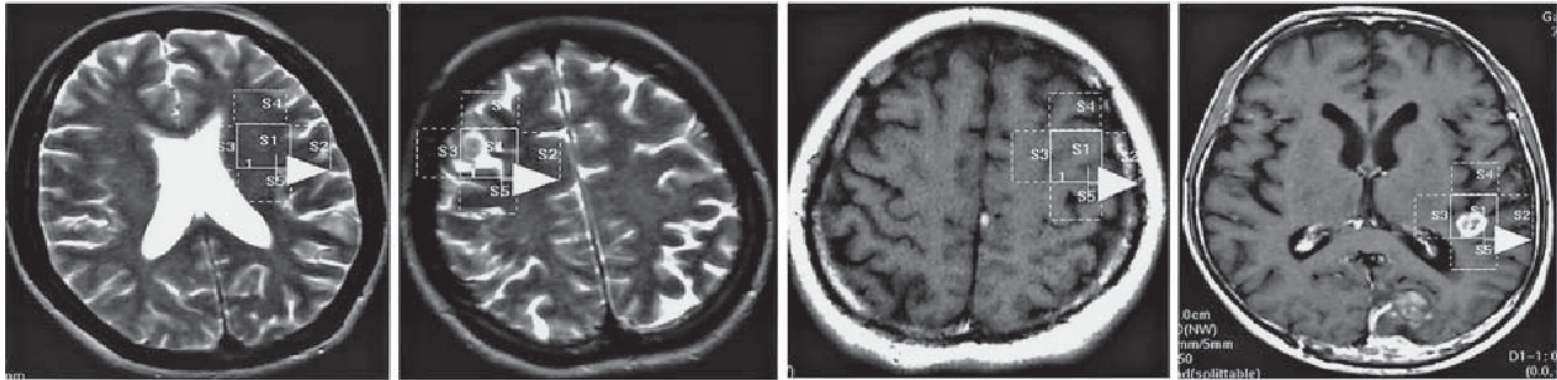
- Některé paramagnetické atomy mohou zesílit signál. Z tohoto důvodu se používá jako kontrastní prostředek pro MRI např. **gadolinium**. Gadolinium je chemicky vázáno k vhodné látce, např. DTPA - diethylén-triamino-penta-octové kyselině.



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 $=\text{CH}-$ nebo $-\text{CH}_2-$. 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 jakýmkoliv železnými tělesy v těle (nekompatibilní implantáty, projektily, střepliny 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

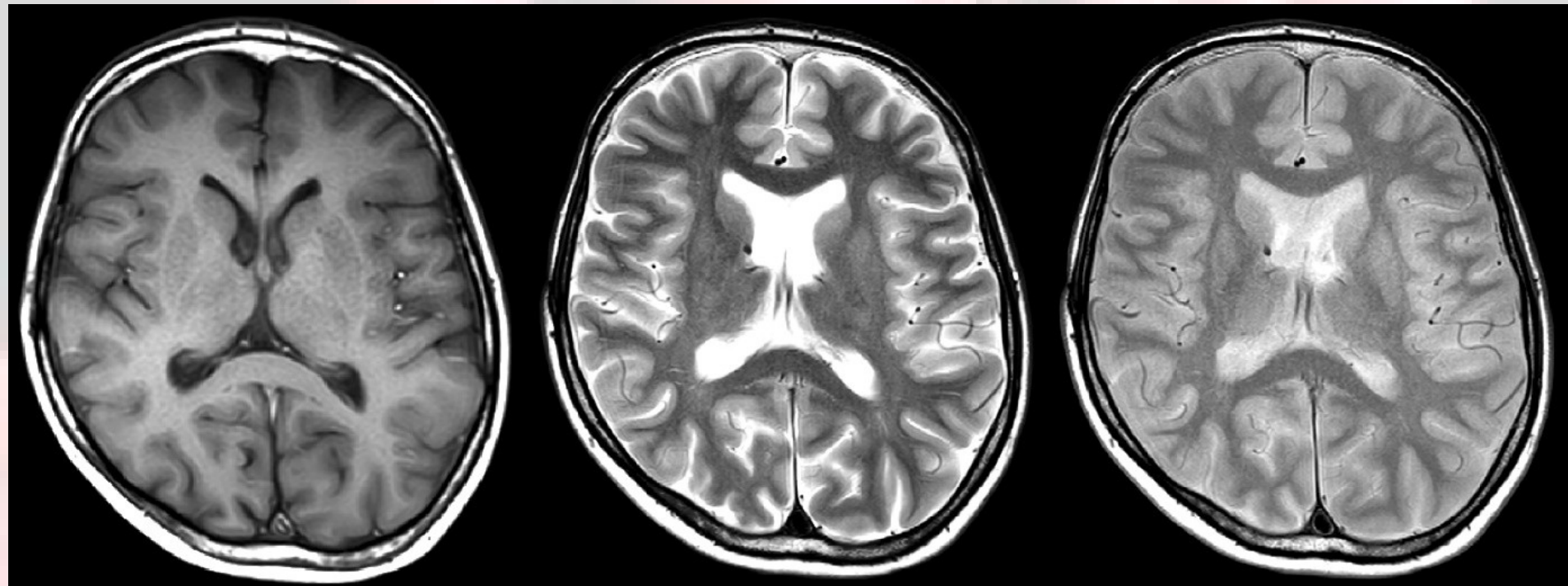


Příčný řez mozkiem

T1

T2

PD



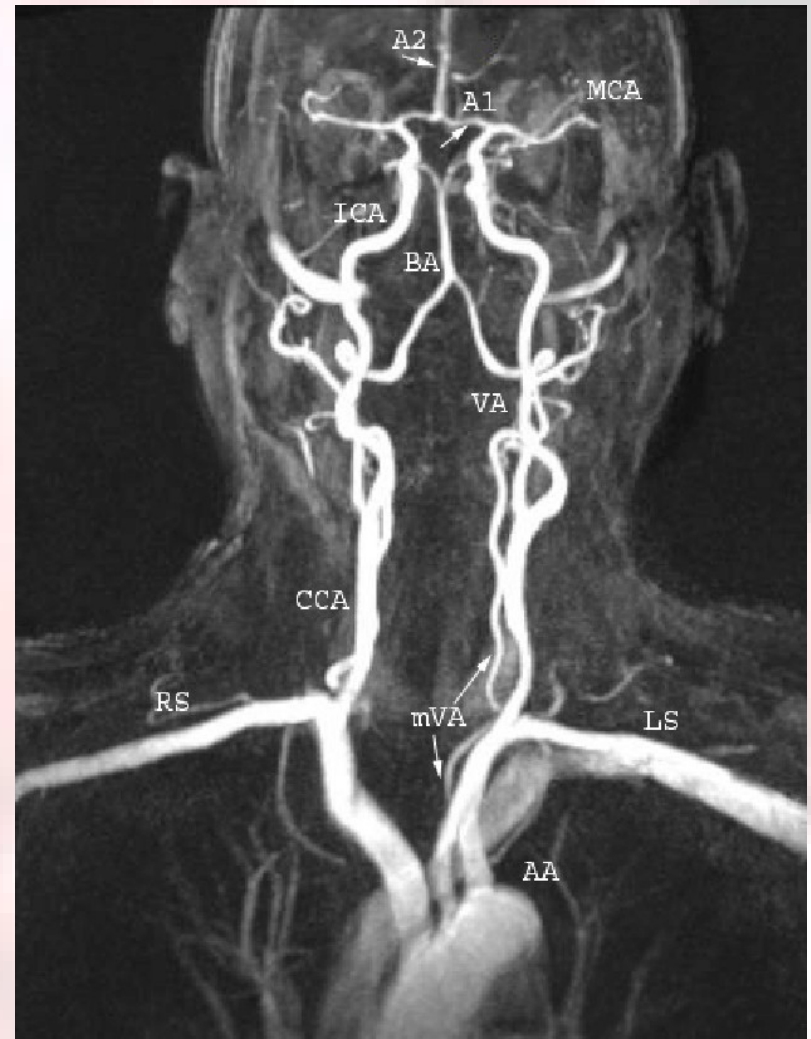
PD = proton density

MR – Angiogram

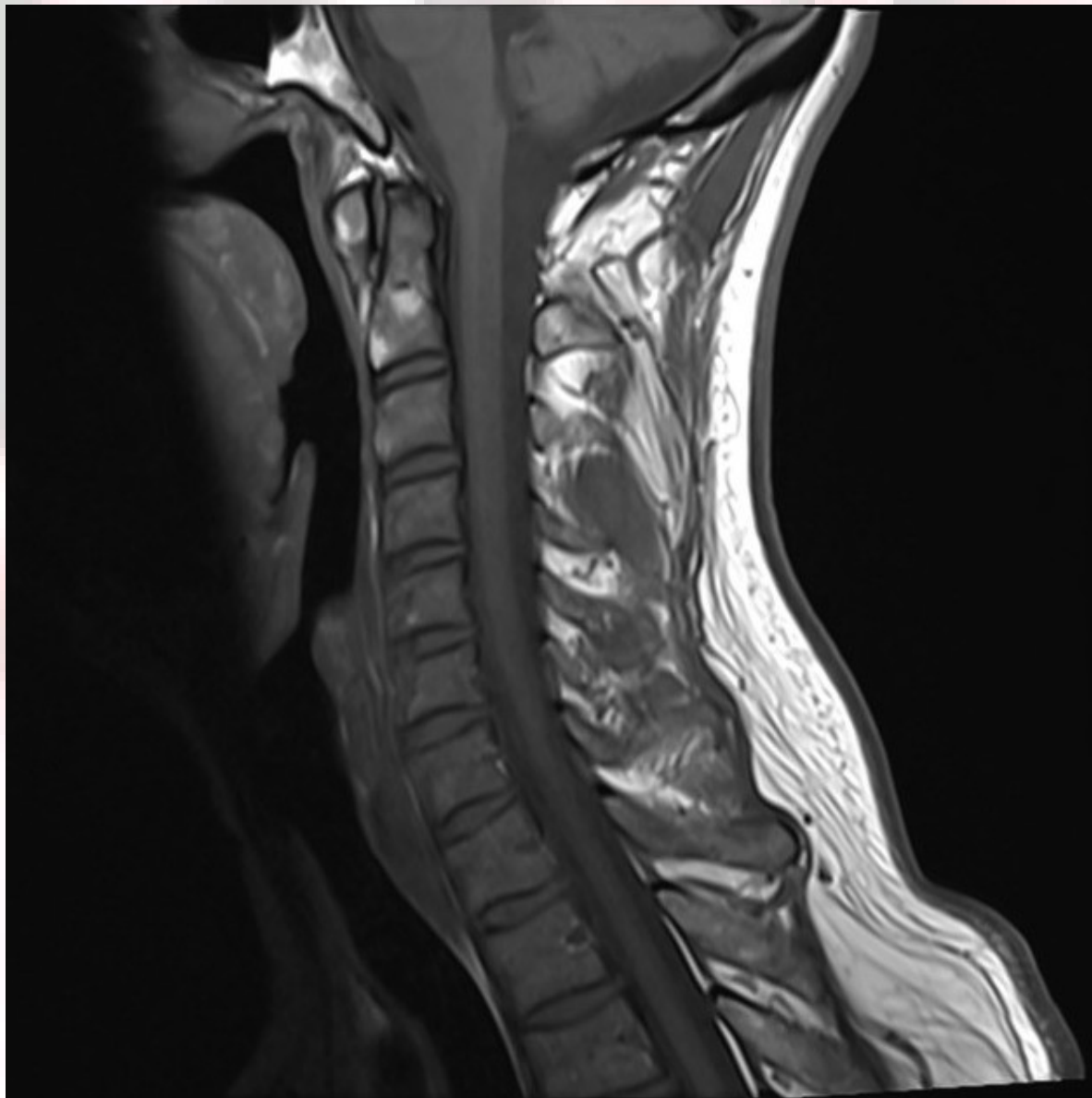
bez kontrastní látky



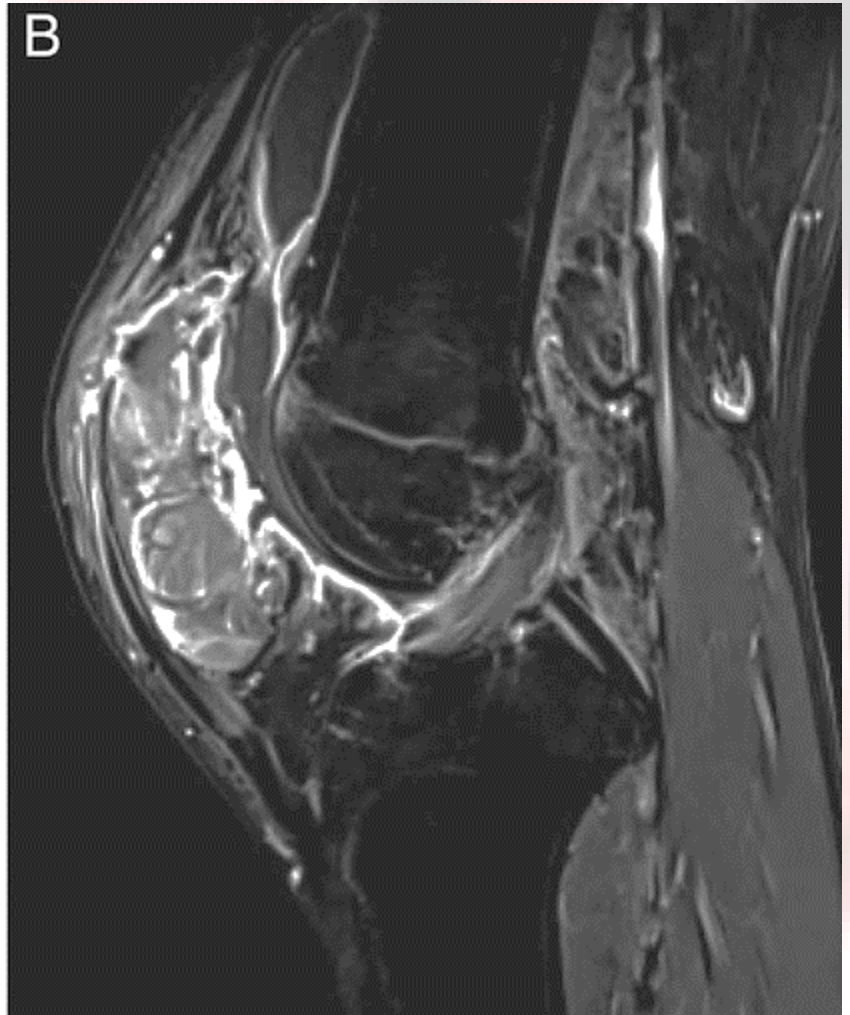
s kontrastní látkou



Sagitální T1 snímek krční páteře



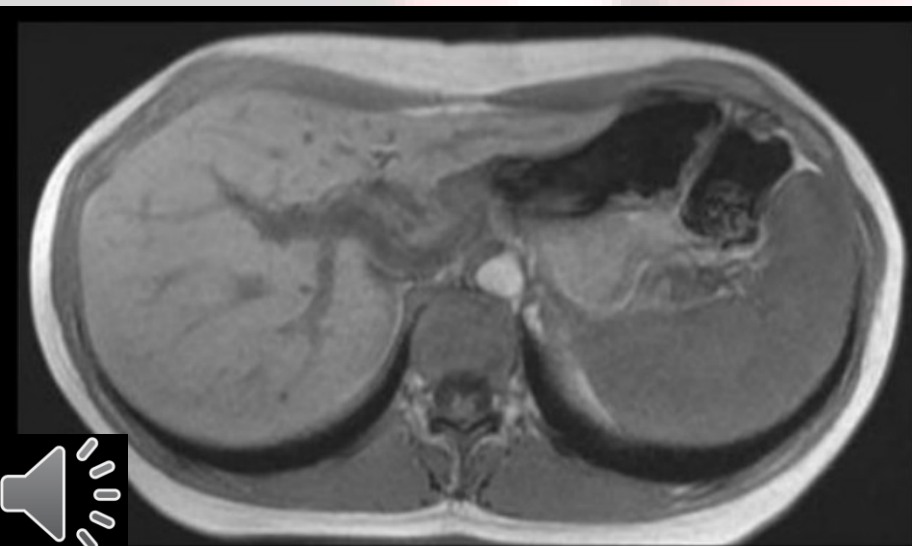
Sagitální rovina kolenem



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 Carmel J. Caruana
Ivo Hrazdira, Marek Dostál**

Poslední revize a ozvučení: duben 2020

Poslední revize a ozvučení: duben 2020

Lucie Mornsteinová

Grafika:

