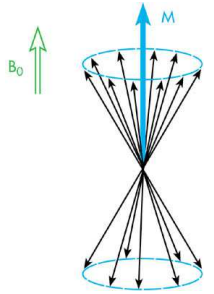
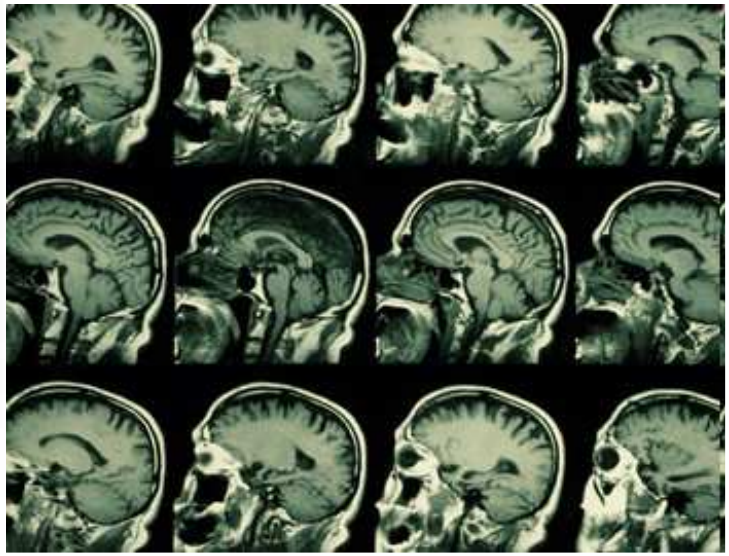
Magnetická rezonance



Martin Sedlář **2011**

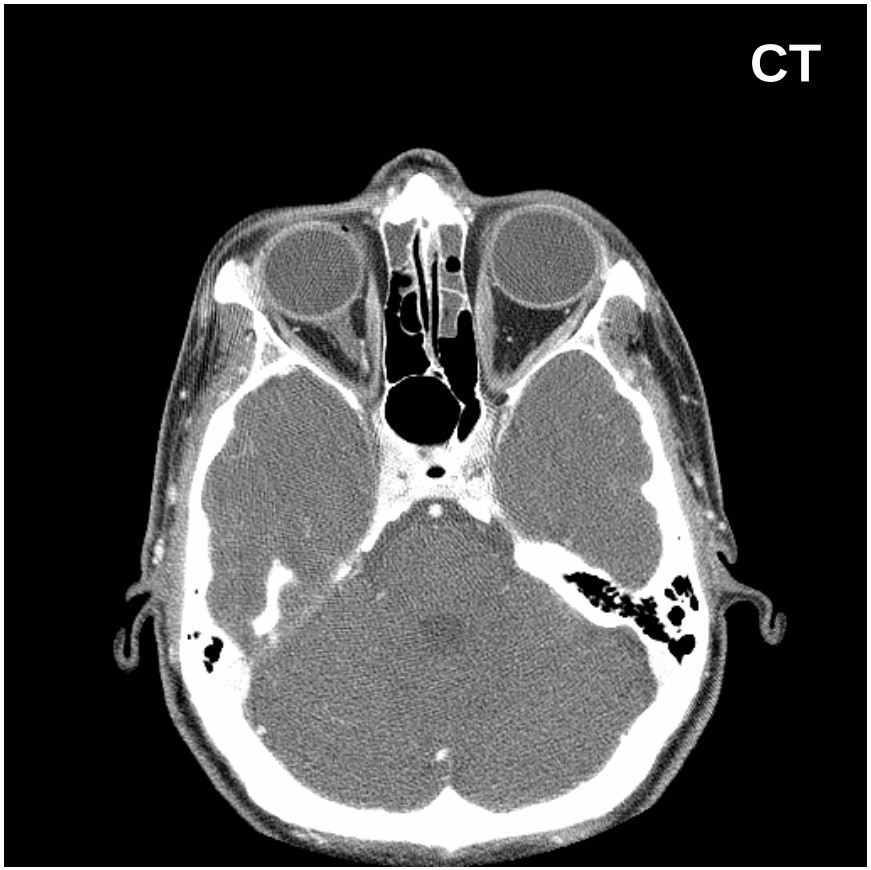
>> sedlar.m@mail.muni.cz <<

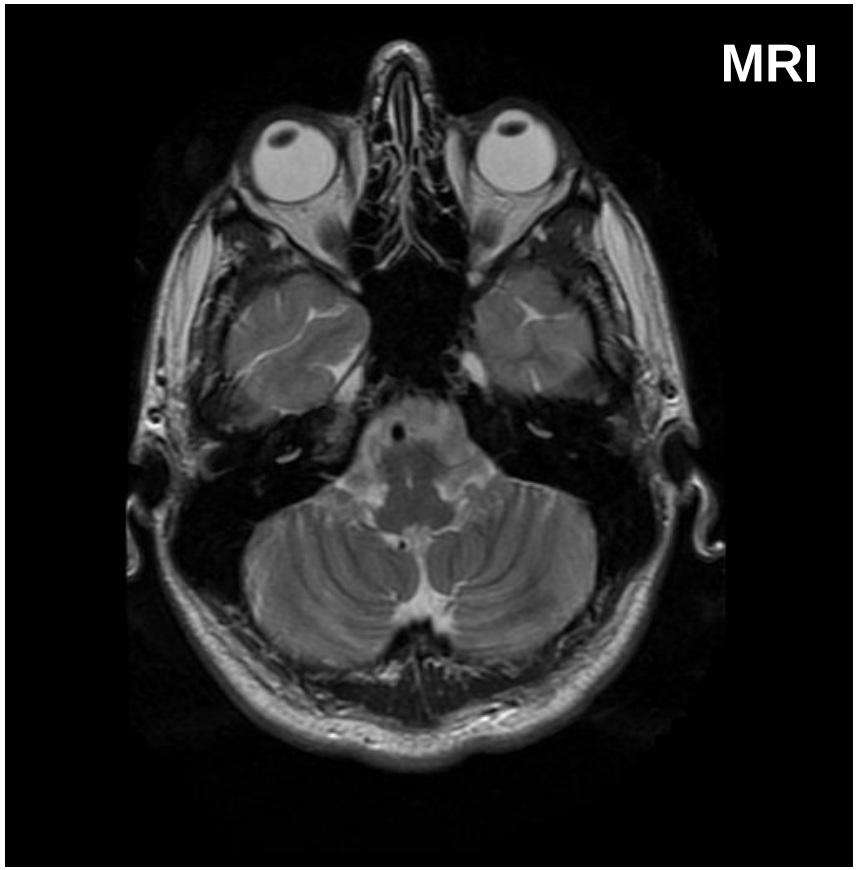


Co je magnetická rezonance ?

- **Magnetická rezonance** (MRI – Magnetic Resonance Imaging) je neinvazivní zobrazovací metoda, která poskytuje informace o vnitřní stavbě lidského těla a o fyziologii a funkci jednotlivých orgánů.
- Metoda je založena na fyzikálním jevu **nukleární magnetické rezonance (NMR)** v živých systémech.
- Využívá se chování <u>některých</u> atomových jader umístěných v silném magnetickém poli při interakci s vysokofrekvenčním elmag zářením. Výsledkem je elmag MR signál v oblasti spektra rádiových vln (MHz).
- Pro medicínské zobrazování jsou nejvhodnější **jádra vodíku (^{1}H)**, jednak i proto, že jsou hojně zastoupena v molekulách vody, která tvoří více než 60 % hmotnosti lidského těla.
- Často se zobrazují také jádra **^{13}C**, **^{19}F**, **^{23}Na** nebo **^{31}P**.
- Další modality: **MR angiografie** (MRA), **funkční MR** (fMRI), **difuzní MR** (DT MRI, DTI), aj.

CT vs MRI





CT vs MRI

CT	MRI
Ionizující záření (RTG) → potenciální riziko	Neionizující záření (RF vlny) + mag. pole → bez rizika
Informace o fyzikálních vlastnostech scény (útlum záření)	Informace o fyzikálních a chemických vlastnostech scény (hustota jader, chemické vazby, pohyb molekul, průtok, atd.)
Pouze řez v axiální rovině	Řez jakoukoliv rovinou
Vhodné pro zobrazení prvků s vyšším atomovým číslem (kosti, kalcifikované struktury, atd.)	Vhodné pro zobrazení měkkých tkání (mozek, mícha, orgány, atd.)
Vyšetření v krátkém čase	Vyšetření trvá delší dobu
Bez kontraindikací	Kontraindikace
Výborná dostupnost (nižší cena)	Menší dostupnost (vyšší cena)

Něco z historie

- **Počátek 20. století** – Vznik **kvantové teorie**.
- **1921** – **Arthur Compton** objevuje elektronový spin.
- **1924** – **Wolfgang Pauli** objevuje jaderný spin.
- **1938** – **Isidor Isaac Rabi** potvrzuje magnetický kvantový jev a pojmenovává jej nukleární magnetická rezonance (NMR). Vyvíjí také první jednoduché NMR zařízení. V roce 1944 získává Nobelovu cenu.
- **1945** – Dvě skupiny vědců vedené **Felixem Blochem** a **Edwardem Purcellem** nezávisle na sobě vylepšují Rabiho přístroj – zrod NMR spektroskopie. V roce 1952 oba získávají Nobelovu cenu.
- **1949** – Objev tzv. chemického posunu.
- **Do 70. let** – NMR se využívá pouze pro chemickou a fyzikální analýzu.
- **Od 70. let** – Objevují se první aplikace NMR v medicíně.
- **1971** – **Raymond Damadian**: relaxační časy různých tkání jsou různé.

Něco z historie

- **1973** – **Paul Lauterbur** – kombinace využití jevu NMR s CT metodou. Počátek tomografického MRI. V roce 2003 získává Nobelovu cenu.
- **1974** – Damadian získává patent na použití MRI v medicíně.
- **1975** – **Richard Ernst** využívá frekvenčního a fázového kódování a Fourierovy transformace pro matematickou analýzu signálů. V roce 1991 obdrží Nobelovu cenu.
- **1977** – **Peter Mansfield** zavádí gradientní magnetická pole a vylepšuje matematickou analýzu signálů. V roce 2003 oceněn Nobelovou cenou.
- **1977** – Damadian konstruuje první celotělové MRI zařízení „Indomitable". Od tohoto roku využití MRI v medicíně rapidně roste. O rok později zakládá společnost FONAR, která vyrábí v r. **1980** první komerční MRI systém.
- **1987** – První zobrazení srdečního cyklu v reálném čase. Vývoj MR angiografie (MRA) – zobrazení toku krve.
- **1992** – Zrod funkční MRI (fMRI).

Něco z historie

W. Pauli

I. I. Rabi

F. Bloch

E. Purcell

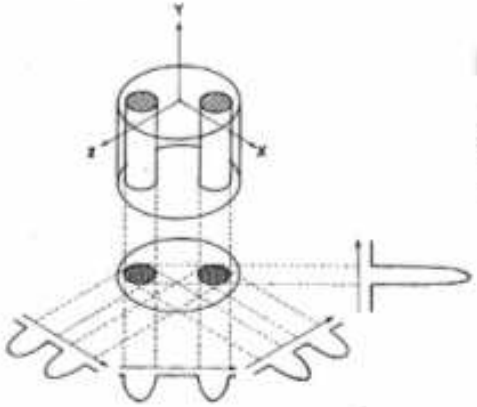
R. Damadian

P. Lauterbur

R. Ernst

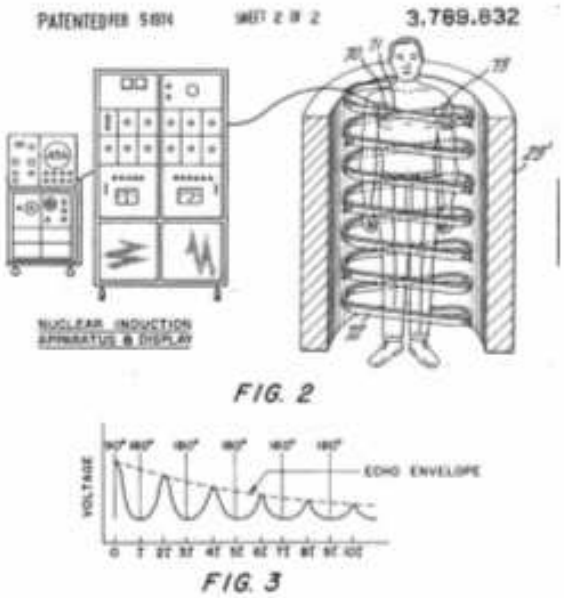
P. Mansfield

Něco z historie

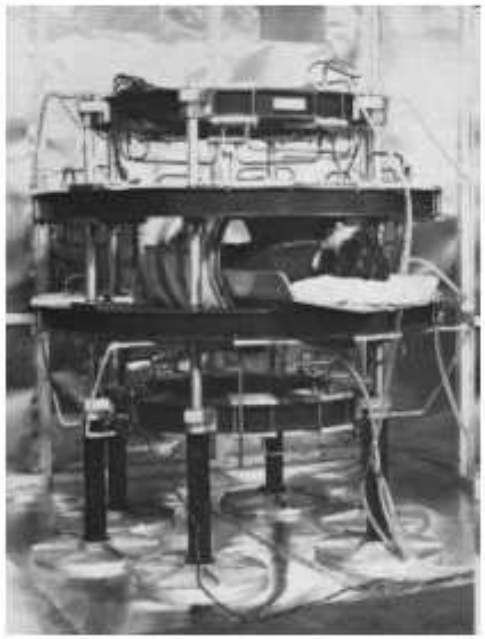


1973 – Lauterbur: první 2D NMR zobrazení.

1977 – První MRI „Indomitable". Sken hrudníku trval 4 h 45 m.

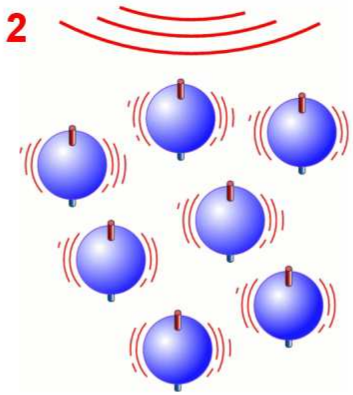


1974 – Patent MRI přístroje.

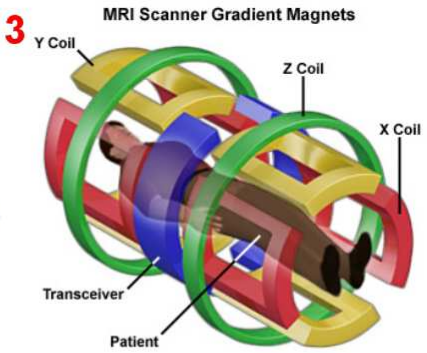


Základní princip MRI

Objekt umístíme do silného homogenního magnetického pole



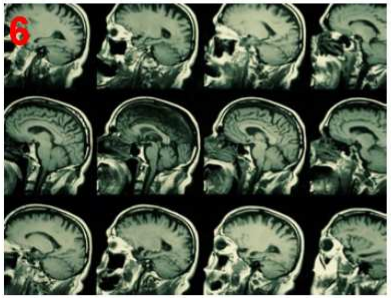
Objekt ozáříme RF vlnami a vyvoláme rezonanci jader



Magnetickými gradienty zakódujeme pozici

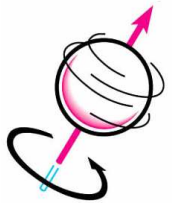
Přijímacími cívkami detekujeme signály vyzářené objektem

Naměřené signály matematicky zpracujeme



Výsledný obraz vyhodnocujeme

Moment hybnosti (spin)



- Základní charakteristikou každé částice (podobně jako hmotnost nebo náboj) je existence vnitřního (vlastního) **spinového momentu hybnosti *S*** (tzv. **spin**) – míra rotace. Spin si lze představit jako rotaci částice kolem vlastní osy (neodpovídá realitě).
- Velikost spinu je kvantována a závisí na **spinovém kvant. čísle *s***, které může nabývat hodnot: (0, 1/2, 1, 3/2, …).
- Kvantován je také průmět spinu do libovolné osy (např. z). Velikost průmětu závisí na **spinovém mag. čísle m_s**: (-s, -s+1, …, s-1, s).

$$S = \hbar\sqrt{s \cdot (s+1)} \qquad S_z = m_s \cdot \hbar$$

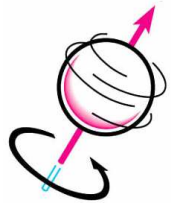
- Spin tedy může nabývat pouze celých nebo polocelých násobků **ħ**:

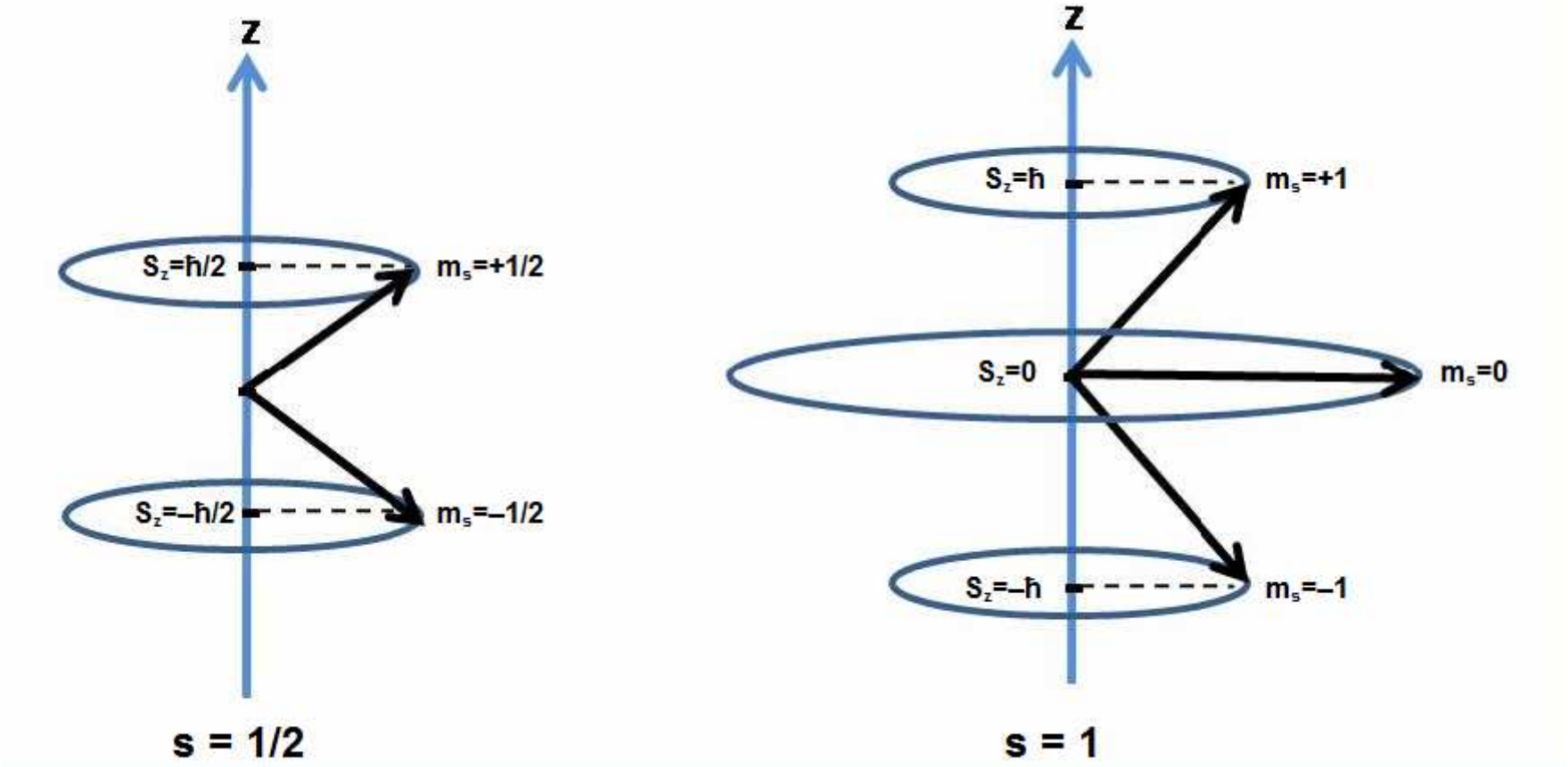
  → Fermiony: Částice s poločíselným spinem (1/2, 3/2, …), např. proton, elektron nebo neutron.

  → Bosony: Částice s celočíselným spinem (0, 1, 2, …), např. foton, pion, kaon, apod.

- Elektrony, protony a neutrony mají spin **1/2** a průmět do osy z **±1/2**.

Moment hybnosti (spin)



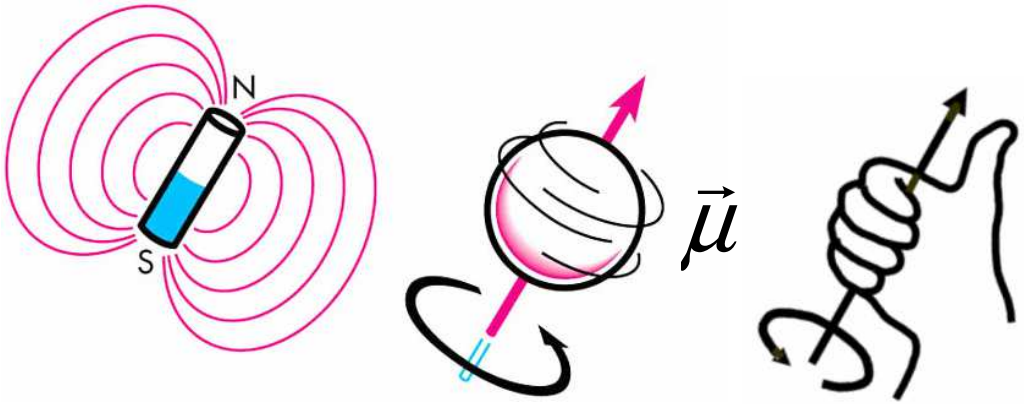


Magnetický moment

- Důsledkem vnitřní rotace částice (spinu) se elektromagnetickou indukcí generuje **spinový mag. dipólový moment μ** (vektor), který je se spinem (S) svázán vztahem:

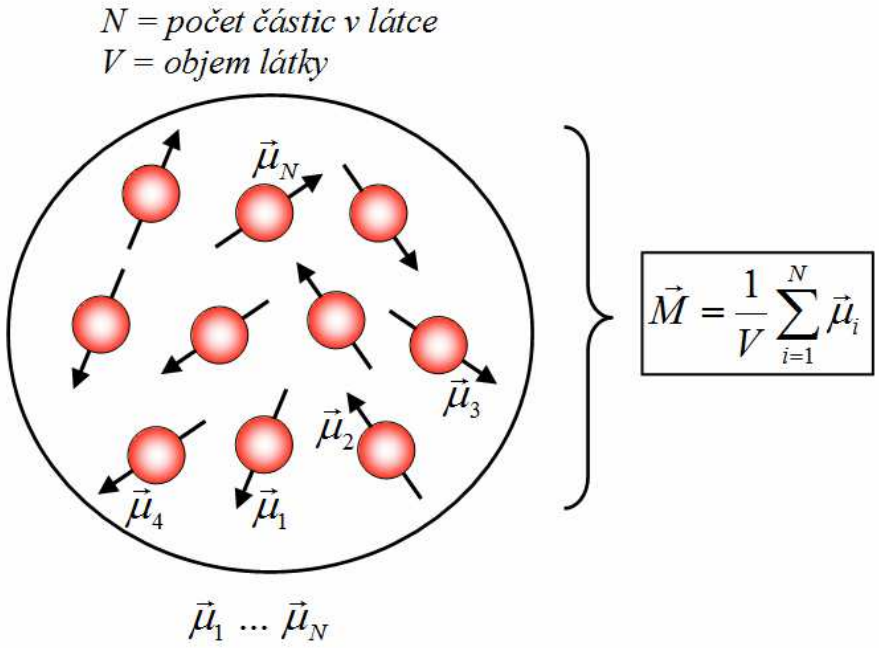
$$\mu = \gamma \cdot S \qquad \mu_z = \gamma \cdot S_z$$

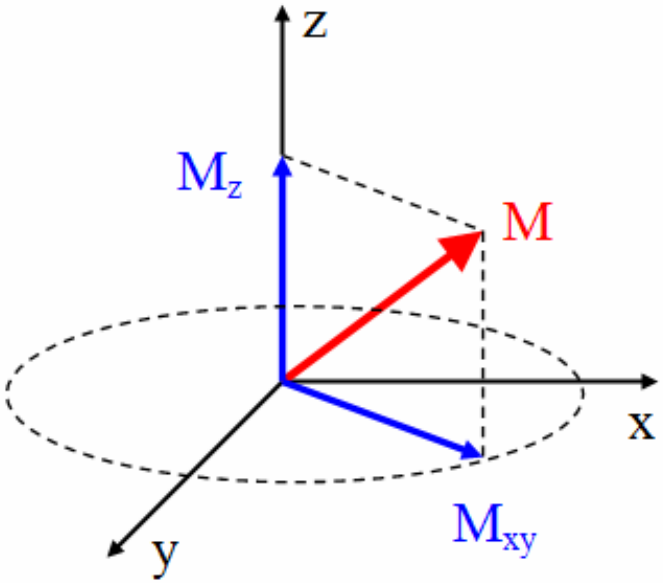
- Konstantou úměrnosti je tzv. **gyromagnetický poměr ɣ** (MHz/T), charakteristický pro každou částici (různý pro částice s různým **μ**).
- Každá částice s nenulovým spinem má nenulový i mag. moment a chová se jako malý magnet, který může být ovlivněn vnějším mag. polem.



Vektor magnetizace

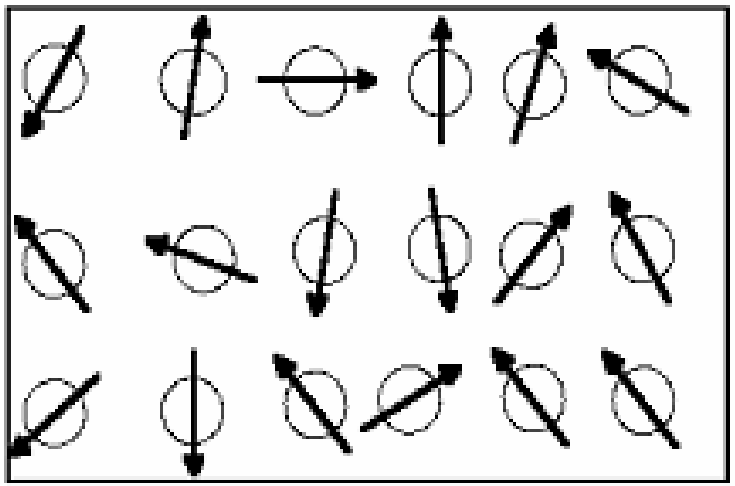
- Každá látka je složena z jednotlivých částic.
- Jestliže má každá částice s nábojem mag. moment **μ**, potom existuje výslednice (vektorový součet) všech dílčích mag. momentů v objemové jednotce látky, která se označuje jako **vektor magnetizace M**.
- Průmět vektoru magnetizace do osy z se označuje jako vektor **longitudinální** magnetizace (**M_z**), průmět do roviny xy jako vektor **transverzální** magnetizace (**M_{xy}**).





Částice mimo magnetické pole

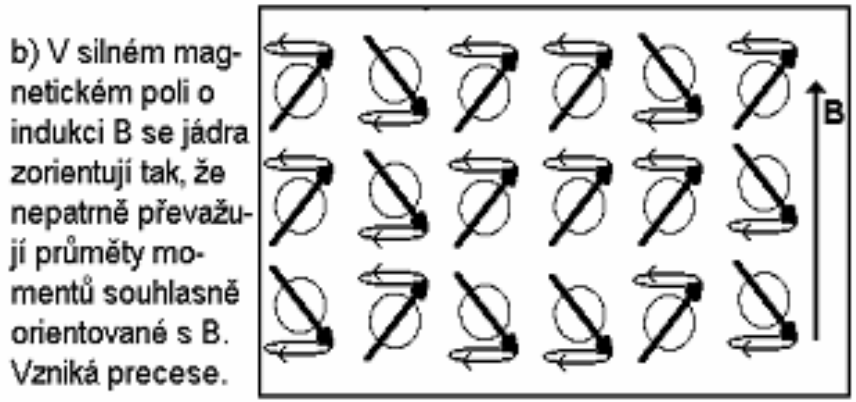
- Pokud jsou částice látky s nenulovým mag. momentem **μ** umístěny mimo magnetické pole, jsou jejich vektory díky tepelnému pohybu orientovány náhodně všemi směry se stejnou pravděpodobností.
- Všechny částice mají stejnou energii (jsou na stejné energetické hladině) a celkový magnetický moment látky – vektor magnetizace je roven nule: **M=0**.

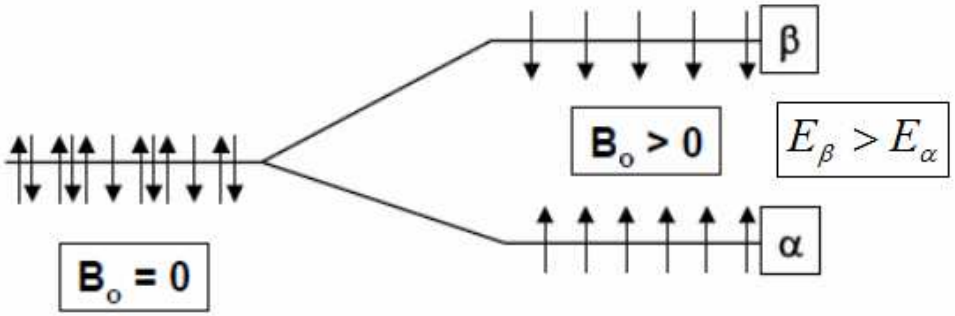


a) Původní stav látky. Vektory magnetických momentů jader jsou neuspořádané, jejich výslednice je nulová.

Částice v magnetickém poli B_0

- Umístíme-li látku do magnetického pole B_0, vyvolá indukce tohoto pole kroutivý moment, který působí na mag. momenty částic látky silou tak, že se zorientují **ve směru** (souhlasná orientace – nižší energie) nebo **proti směru** (nesouhlasná orientace – vyšší energie) vektoru indukce vnějšího mag. pole. Dojde k rozštěpení energetických hladin.
- V termodynamické rovnováze se více částic nachází v souhlasné orientaci (nižší energie), méně částic pak vlivem tepelného pohybu zaujímá nesouhlasnou orientaci (vyšší energie). Tato skutečnost plyne z Boltzmanova rozdělovacího zákona.
- Rozdíl v obsazenosti energetických hladin se navenek projeví nenulovým vektorem magnetizace: **$M=M_z\neq 0$** ve směru indukce vnějšího mag. pole B_0 (osa z). Velikost M je úměrná indukci pole B_0.

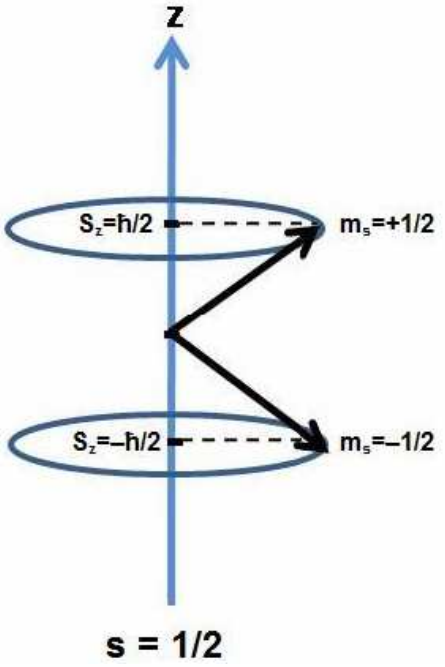


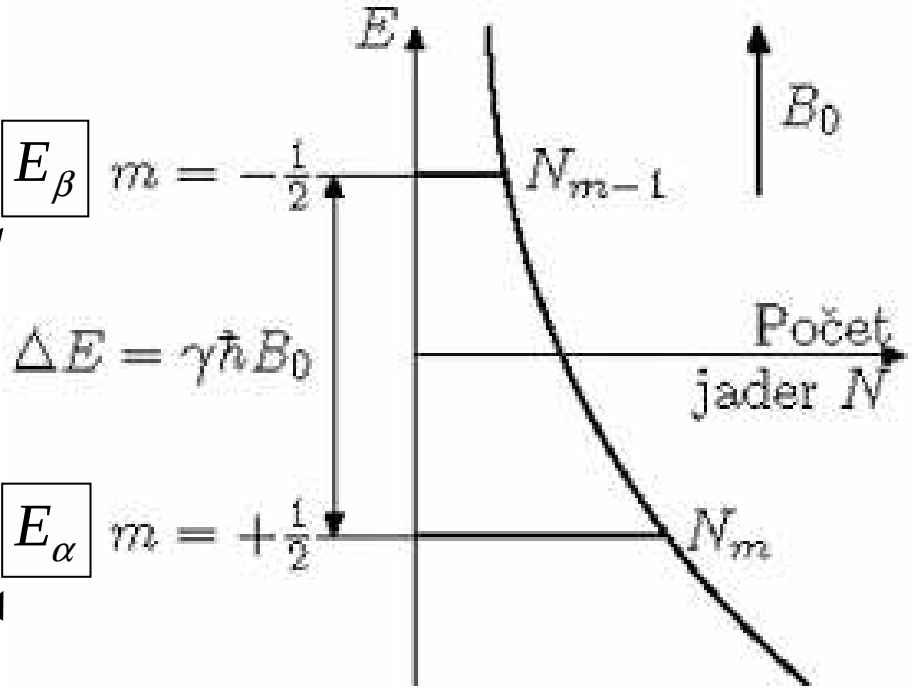


Částice v magnetickém poli B_0

Nesouhlasná orientace:

Stav má vyšší energii, ale nachází se v něm méně částic





Souhlasná orientace:

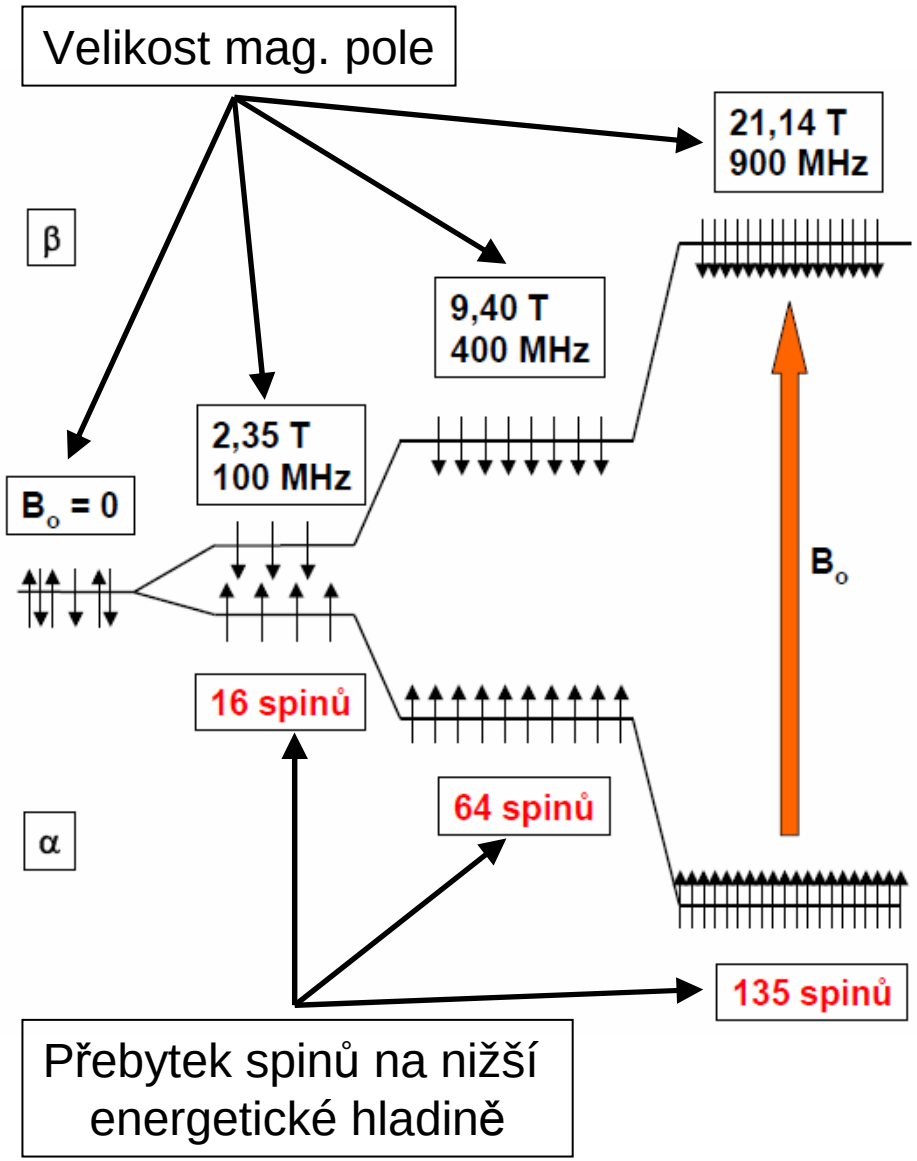
Stav má nižší energii, ale nachází se v něm více částic

Boltzmanův rozdělovací zákon:

$$\frac{N_{m-1}}{N_m} = \exp -\left(\frac{\Delta E}{kT}\right)$$

Z Bolztmanova zákona plyne, že velikost vektoru magnetizace M závisí na teplotě T.

Částice v magnetickém poli B_0



Rozdíl v populaci na jednotlivých hladinách se řídí Boltzmanovým rozdělovacím zákonem – závisí na rozdílu energií (ΔE) mezi hladinami a na teplotě (T):

$$\frac{N_\alpha}{N_\beta} = \exp -\left(\frac{\Delta E}{kT}\right)$$

Např. pro jádra vodíku při indukci B_0 = 9,4 T vychází:

$$\frac{N_\alpha}{N_\beta} = 1{,}000064$$

Tj. na každých milion spinů je ve stavu α přebytek **64 spinů**.

Rozdíl v populacích je tedy velmi malý.

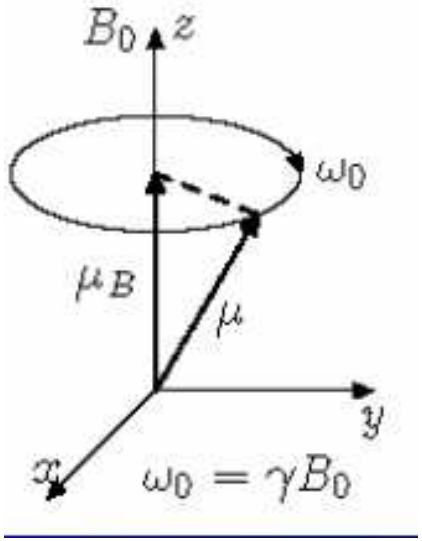
1g tkáně ovšem obsahuje asi 10^{22} jader vodíku, velikost vektoru M je proto pro měření dostatečná.

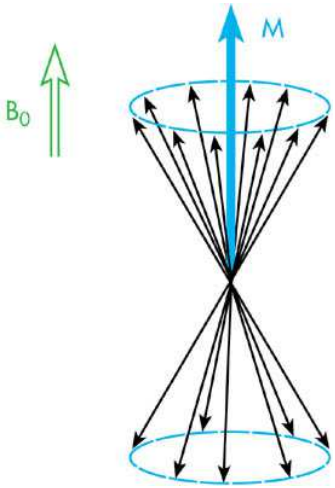
Částice v magnetickém poli B_0

- Mimo rozštěpení energetických hladin, začnou mag. momenty částic v mag. poli B_0 rovněž konat tzv. **precesní pohyb** (opisují plášť kužele).
- Tento pohyb vzniká při každé změně působícího mag. pole a trvá, dokud se částice v dané poloze neustálí.
- Frekvence precese částic se označuje jako **Larmorova frekvence** a je úměrná indukci působícího pole (B_0) a vlastnostem částic (gyromagnetické konstantě ɣ):

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \qquad f_0 = (\gamma \cdot B_0)/2\pi$$

Video





Částice v magnetickém poli B_0

- **Energetický rozdíl** mezi stavem s nižší energií (souhlasná orientace) a stavem s vyšší energií (nesouhlasná orientace) je roven:

$$\Delta E = \hbar \cdot \gamma \cdot B_0 = \hbar \cdot \omega_0 = h \cdot f_0$$

- Mezi oběma energetickými stavy mohou částice přecházet:

  → Ze stavu s nižší energií do stavu s vyšší energií (excitace) dodáním kvanta energie (ΔE): např. RF pulz s odpovídající frekvencí (f).

  → Ze stavu s vyšší energií do stavu s nižší energií (deexcitace) vyzářením nadbytečné energie (ΔE): měřený MRI signál (FID, echo).

Částice v magnetickém poli B_0

- Z rovnice energetického rozdílu mezi stavy plyne, že energie (frekvence záření), kterou je jádro schopno pohltit, či vyzářit je úměrná gyromagnetické konstantě **ɣ** a velikosti vnějšího mag. pole B_0.

$$\Delta E = \hbar \cdot \gamma \cdot B_0 = \hbar \cdot \omega_0 = h \cdot f_0$$

- Absorbovaná, resp. vyzařovaná energie má frekvence v oblasti **rádiových vln (MHz)**. Např. pro vodík 100 až 900 MHz (podle B_0).
- Čím větší energetický rozdíl je, tím větší intenzitu MRI signálu naměříme a tím větší je citlivost MRI zařízení. Platí tedy, že čím silnější je vnější mag. pole B_0 a čím větší je gyromagnetická konstanta **ɣ** jádra, tím citlivější je měření.

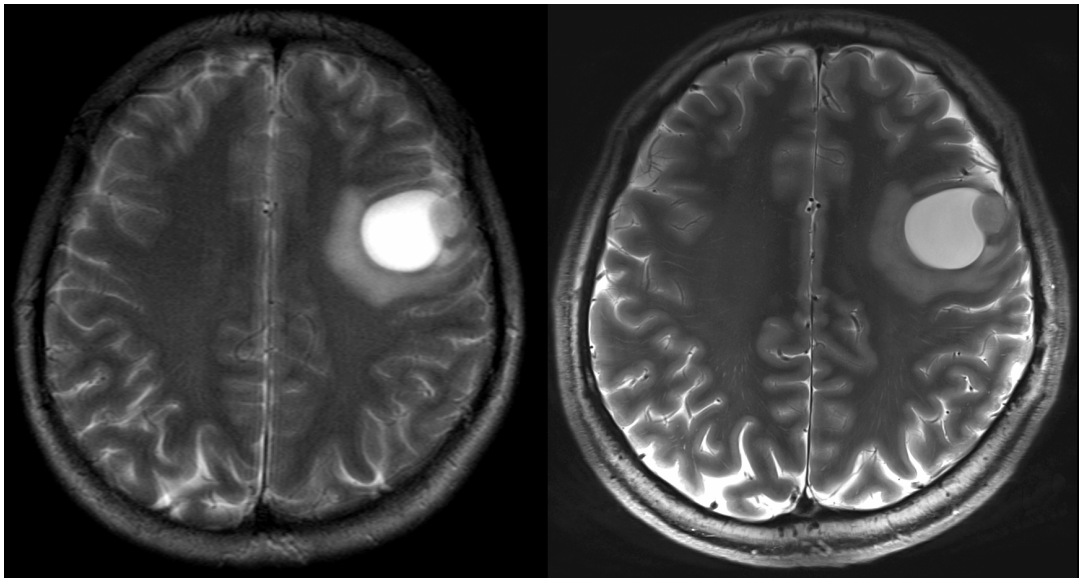
Izotop	Nukleární spin	γ	citlivost [%]
^{1}H	1/2	42.58	100%
^{2}H	1	6.54	
^{13}C	1/2	10.71	2%
^{19}F	1/2	40.08	83%
^{23}Na	3/2	11.27	9%
^{31}P	1/2	17.25	7%

Hodnocení obrazu

1.5 T vs 3 T →

1.5 versus 3T MRI of the knee; improved visualization of cartilage defect at the patella *(from Wong et al., Skeletal Radiology 2009, 38(8):761-9)*

1.5 T vs 7 T →

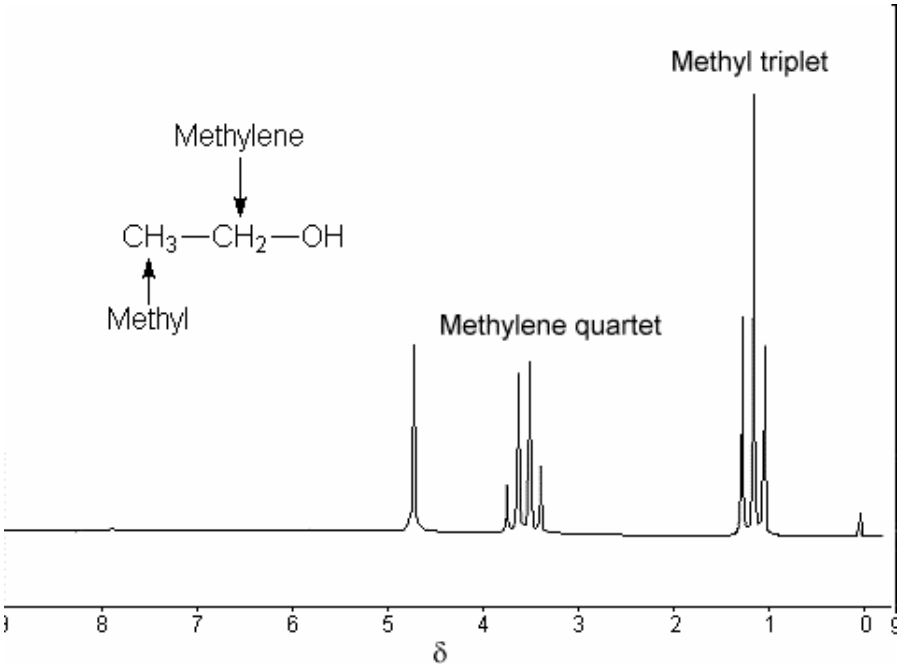


Chemický posuv

- Ve skutečnosti bývají částice v látce ovlivněny nejen silným vnějším magnetickým polem (B_0), ale také lokálním celkovým mag. polem, které vytvářejí pohybující se okolní částice (B - slabé):

$$\Delta E = \hbar \cdot \gamma \cdot (B_0 + B) = \hbar \cdot \omega = hf$$

- Rozdíl energií mezi hladinami a tím i hodnota Larmorovy frekvence se pro danou částici změní (**cca o stovky Hz**). Tato frekvenční změna se označuje jako tzv. chemický posuv, protože závisí na chemickém okolí částice (chemickém složení – chemické vazby).
- Dobře měřitelné jsou např. posuvy pro vodík ve skupinách (=CH-) nebo (-CH_2-).
- Chemický posuv je základem NMR-spektroskopie (analýza chemického složení látek). Dostatečný posuv pro využití spektroskopie je až od cca 1,5 T.
- Artefakt od chemického posunu.



Radiofrekvenční záření (RF)

- Radiofrekvenční záření je elektromagnetické záření ve spektru rádiových vln, tj. o vlnové délce cca od 1 mm do tisíců km a frekvenci od jednotek Hz až po cca 10^{10} Hz (GHz).
- Elektromagnetické záření je kombinací příčného magnetického a elektrického vlnění. Složky vektoru indukce magnetického pole B a vektoru intenzity elektrického pole jsou navzájem kolmé a jsou kolmé ke směru šíření elmag vlnění.
- Zdrojem záření jsou např. jakékoliv vodiče jimiž teče střídavý proud (antény, cívky, apod.)

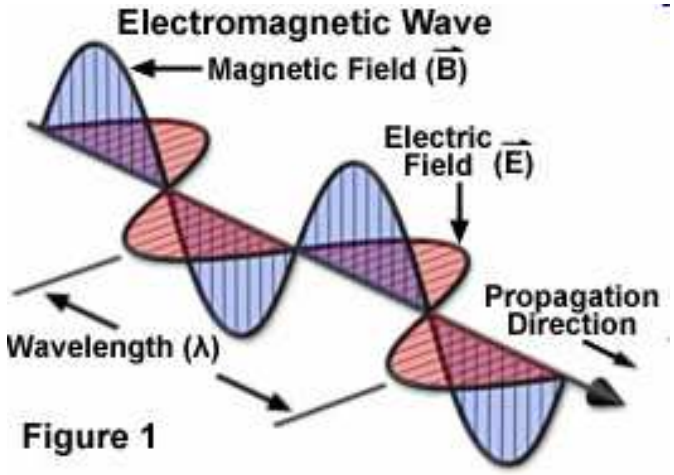
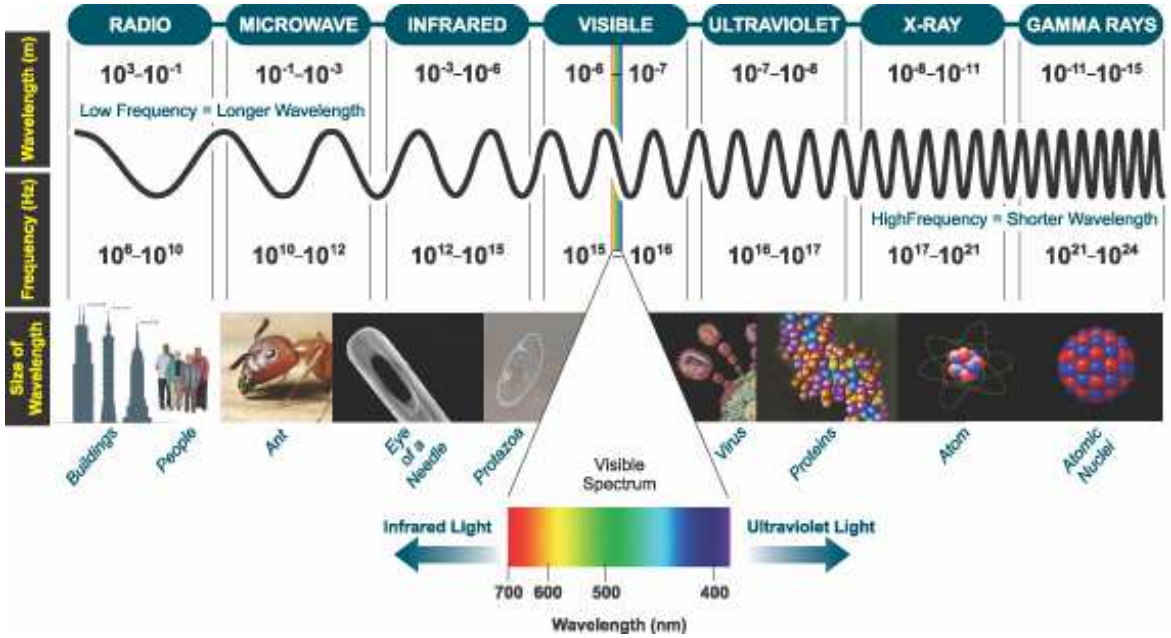
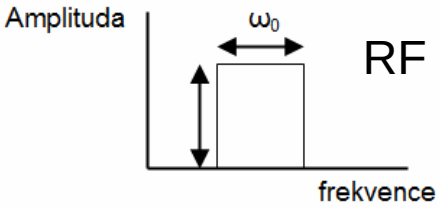


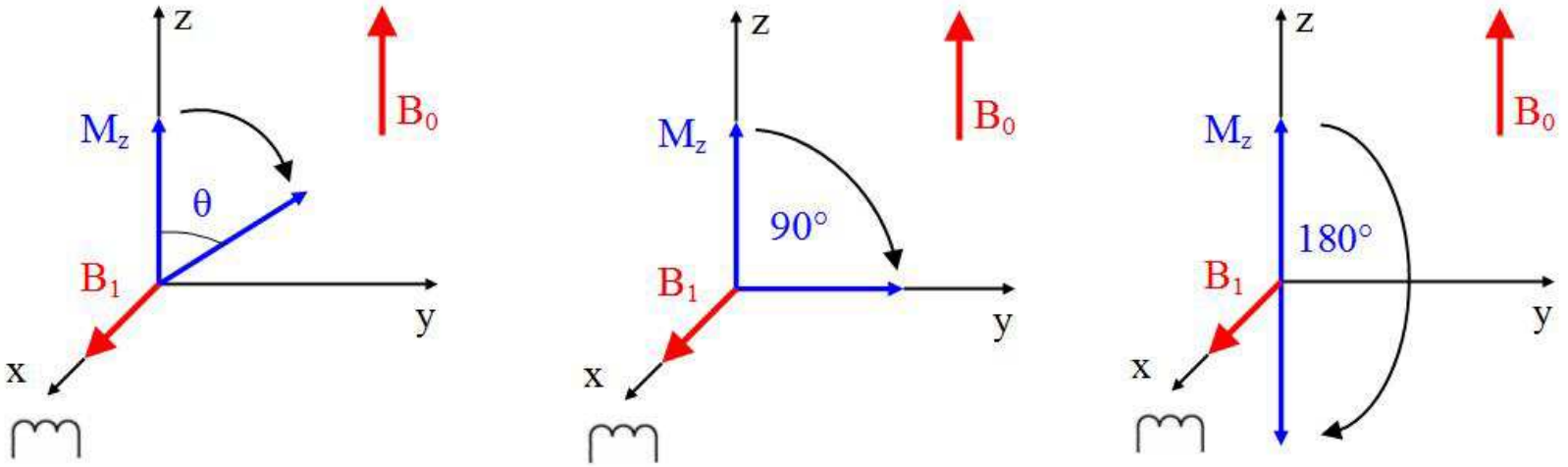
Figure 1



Excitace částic



- Ozáříme-li látku radiofrekvenčním (RF) pulzem (mag. složka B_1) s Larmorovou frekvencí ω_0, dojde k absorpci energie a excitaci částic.
- Bude-li mag. složka B_1 RF pulzu působit v rovině xy, dojde k vychýlení celkového vektoru magnetizace z osy *z* (M= M_z) o úhel ***θ***, který je úměrný energii RF pulzu, tj. velikosti a době trvání RF pole B_1.
- Obecně lze aplikovat RF pulz s různým úhlem vychýlení, nejčastěji se aplikují pulzy 90° ($M_z \rightarrow M_{xy}$) a 180° ($M_z \rightarrow -M_z$).
- Při aplikaci RF pulzu dojde rovněž k fázovému sladění precesního pohybu všech částic (sfázování).



Deexcitace částic

- Po skončení RF pulzu (mag. pole B_1) se vychýlený vektor magnetizace navrací působením relaxačních mechanismů zpět do stavu termodynamické rovnováhy, tj. zpět do směru vnějšího magnetického pole B_0, tj. do osy z (M → M_z).
- Návrat vektoru magnetizace – tzv. **relaxace** – je provázen vyzářením přebytečné energie (deexcitace), která se detekuje jako MRI signál (FID, echo).

- **Relaxační mechanismy** rozlišujeme dva typy:

  → Spin-mřížková interakce
  (relaxace T1, podélná relaxace – longitudinální).

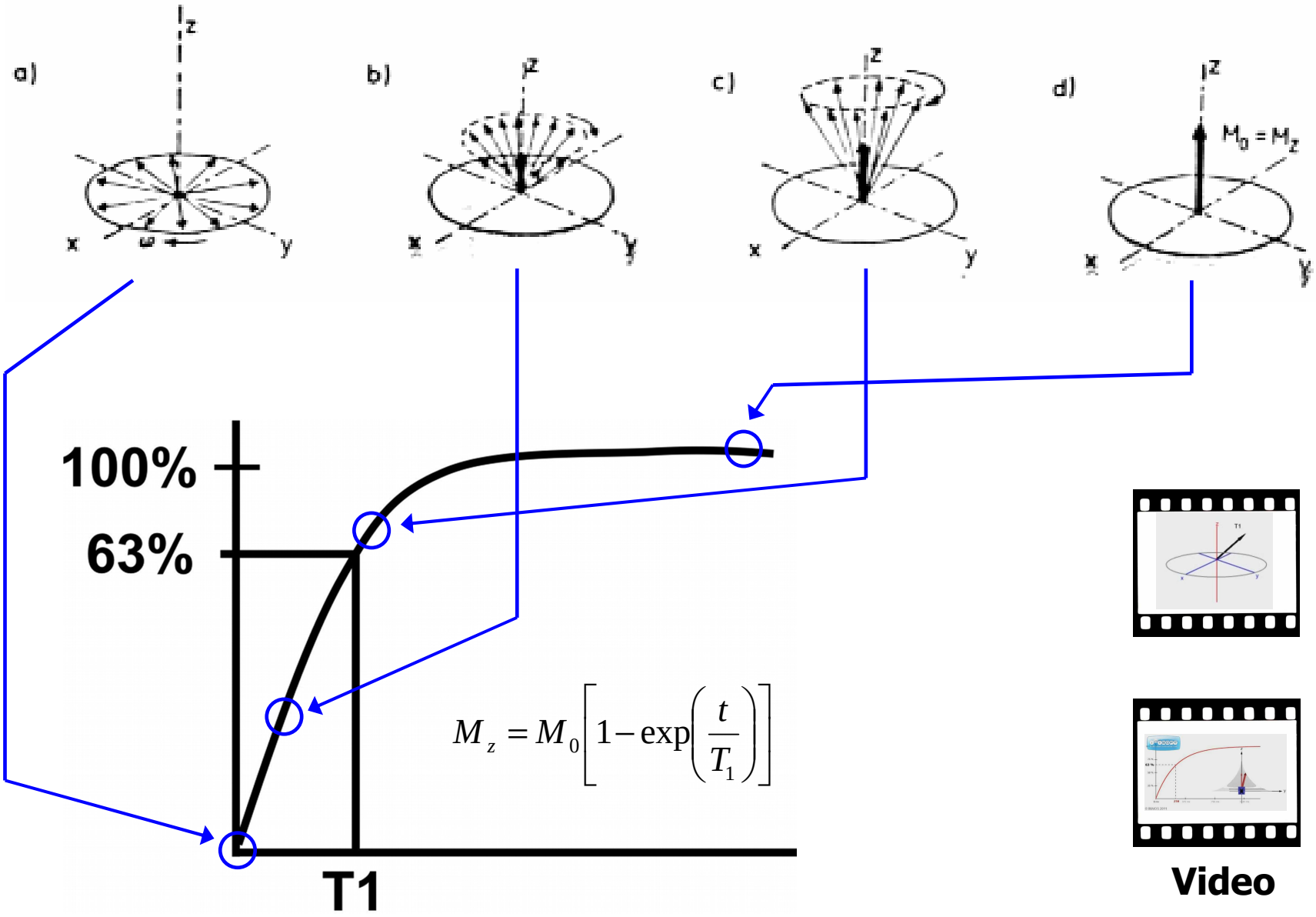
  → Spin-spinová interakce
  (relaxace T2, příčná relaxace – transverzální).

Spin-mřížková interakce (T1)

- Je způsobena interakcí mag. momentů **μ** částic látky s magnetickým šumem, který je generován tepelným pohybem okolních částic.
- Jsou-li frekvence fluktuací blízké Larmorově frekvenci, pak dochází ke **zvýšenému** přenosu nadbytečné energie do okolí (do mřížky).
- Spin-mřížková interakce způsobuje návrat antiparalelních protonů do směru B_0, tj. vede k podélné (longitudinální) relaxaci – **návratu vektoru magnetizace do osy z**.
- Rychlost spin-mřížková relaxace je popsána konstantou T1 (podélná relaxační doba), což je doba potřebná k dosažení 63 % původní velikosti vektoru magnetizace ($0{,}63*M_z$ → T1).
- T1 je charakteristická pro různé tkáně – závisí na velikosti jader, koncentraci jader, chemických vazbách, teplotě, apod. Protony pevně vázané v tukové tkáni proto relaxují mnohem rychleji než např. slabě vázané protony v mozkomíšním moku.
- V biologickém prostředí: **T1 = 150 až 2000 ms**.

$$M_z = M_0\left[1-\exp\left(\frac{t}{T_1}\right)\right]$$

Spin-mřížková interakce (T1)



Spin-spinová interakce (T2)

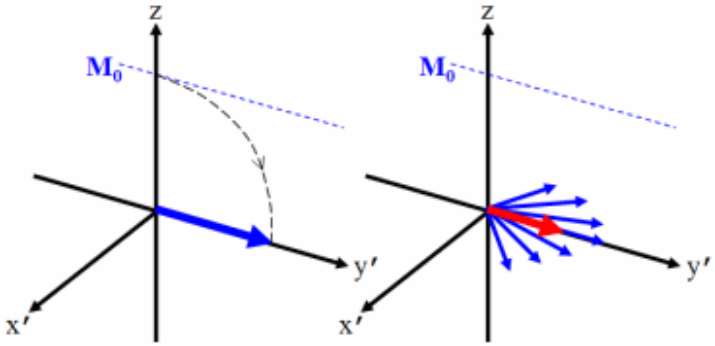
- Je způsobena vnitřními (T2) nehomogenitami (statická nebo pomalu se měnící mag. pole částic chemického okolí), vnějšími (T3) nehomogenitami (vnější mag. pole B_0) nebo gradientními mag. poli (G).
- Společné působení T2 a T3 nehomogenit vede k definici **T2* relaxace**, současné působení G vede k definici **T2** relaxace**.
- Rychlost spin-spinové relaxace je popsána konstantou T2 (příčná relaxační doba), což je doba potřebná k dosažení 37 % původní velikosti vektoru příčné magnetizace Mxy (0,37*M_{xy} → T2).
- Doba T2 je typicky asi 2 až 10x kratší než T1.
- Jestliže při aplikaci RF pulzu dochází k fázovému sladění precese jader, spin-spinová interakce vede ke ztrátě soufázovosti (rozfázování) jader, tj. vede k příčné relaxaci → zánik vektoru magnetizace v rovině xy (Mxy → 0) důsledkem různé precesní frekv. působením nehomogenit.

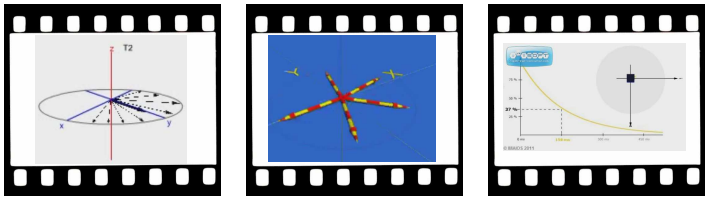
$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_3} \qquad T_3 \cong \gamma \frac{\Delta B_0}{\pi} \qquad \frac{1}{T_2^{**}} = \frac{1}{T_2^* + \gamma \cdot G \cdot R} \qquad T_2^{**} \le T_2^* \le T_2 \le T_1$$

$$M_{xy} = M_0 \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right)$$

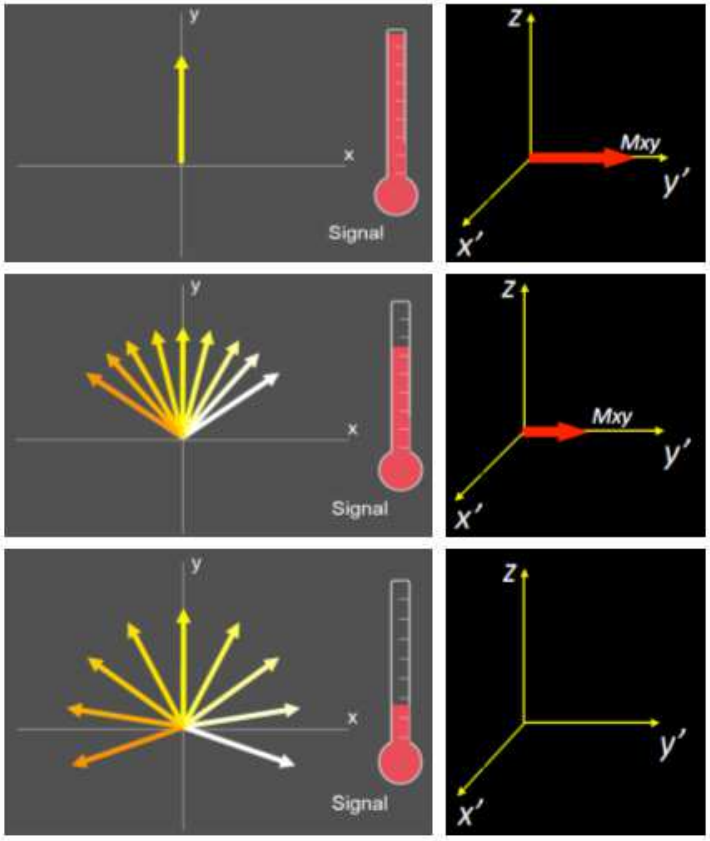
ΔB_0 … nehomogenity vnějšího mag. pole
G … gradientní magnetická pole
R … průměr snímaného objektu [cm]

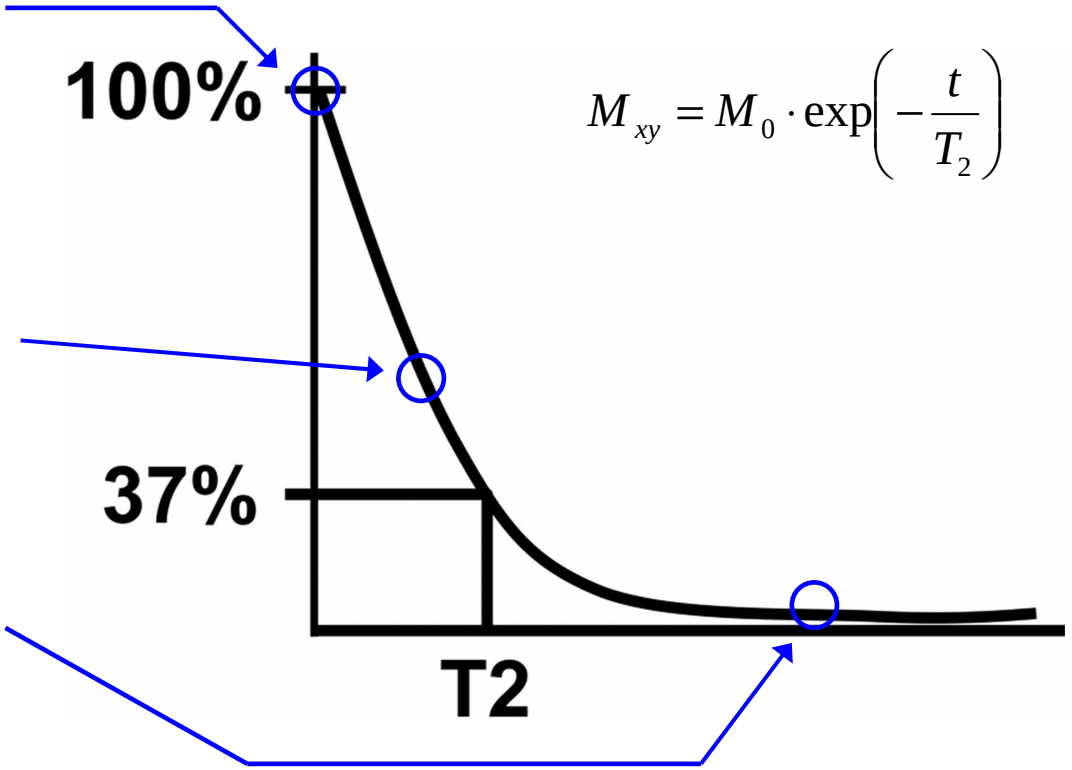
Spin-spinová interakce (T2)





Video





$$M_{xy} = M_0 \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right)$$

Celková relaxace

- Celková relaxace nastává současným uplatněním T1 i T2 relaxací.
- Relaxační jev T1 se projevuje návratem systému do termodynamické rovnováhy (M → Mz).
- Relaxační jev T2 se projevuje ztrátou fázové koherence v rovině xy – zánik vektoru magnetizace v rovině xy (Mxy → 0).
- Obě relaxace působí na soustavu současně – nejdříve se uplatní T2 relaxace, až se zpožděním relaxace T1, protože T2 < T1.
- Velikost T1 relaxace silně závisí na velikosti vnějšího mag. pole B_0 (snaha zorientovat spiny souhlasně nebo nesouhlasně). Platí, že čím silnější mag. pole je, tím delší je T1 relaxace.
- Velikost T2 relaxace naopak na velikosti B_0 téměř nezávisí.

$$T_2^{**} \leq T_2^{*} \leq T_2 \leq T_1$$

$$M_z = M_0\left[1-\exp\left(\frac{t}{T_1}\right)\right]$$

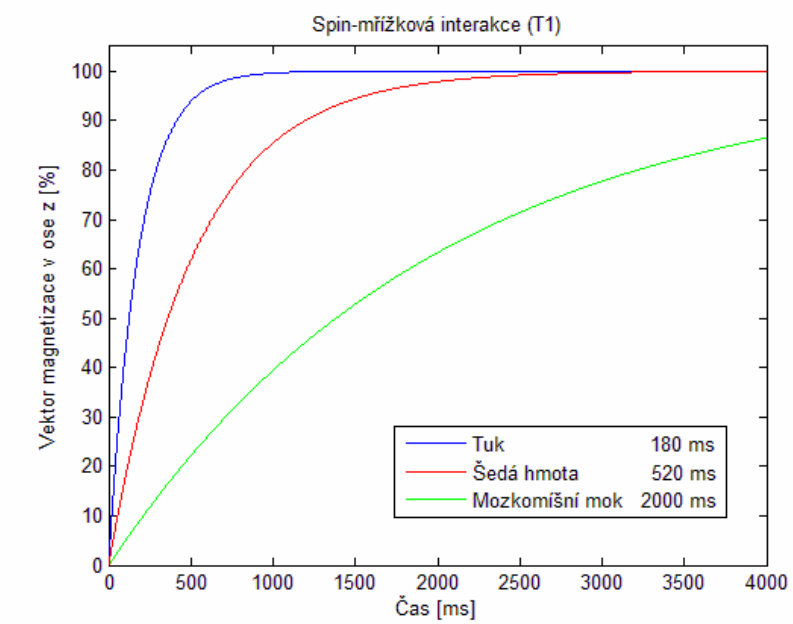
$$M_{xy} = M_0 \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right)$$

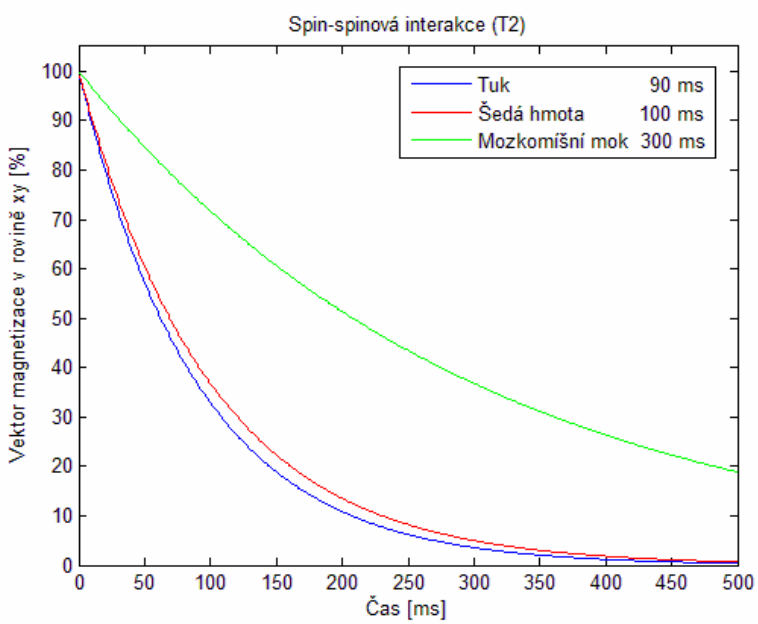
Relaxační časy T1 a T2

At a main field of 1.5 T

Tissue Type	Approximate T_1 value in ms	Approximate T_2 value in ms
Adipose tissues	240-250	60-80
Whole blood (deoxygenated)	1350	50
Whole blood (oxygenated)	1350	200
Cerebrospinal fluid (similar to pure water)	4200 - 4500	2100-2300
Gray matter of cerebrum	920	100
White matter of cerebrum	780	90
Liver	490	40
Kidneys	650	60-75
Muscles	860-900	50

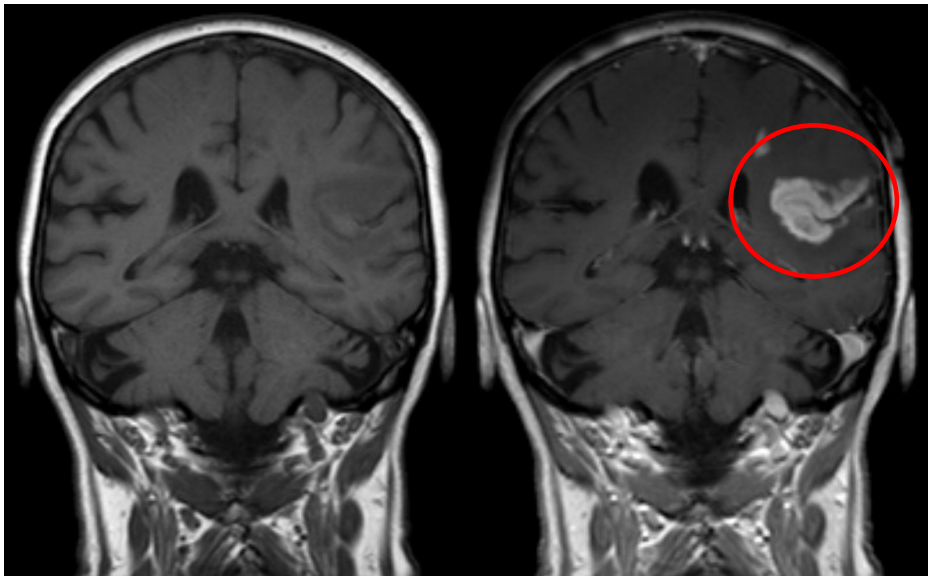
Relaxační časy T1 a T2

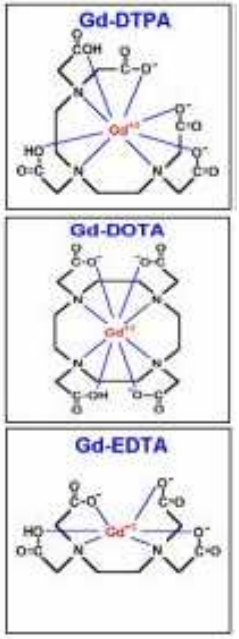




MRI kontrastní látky

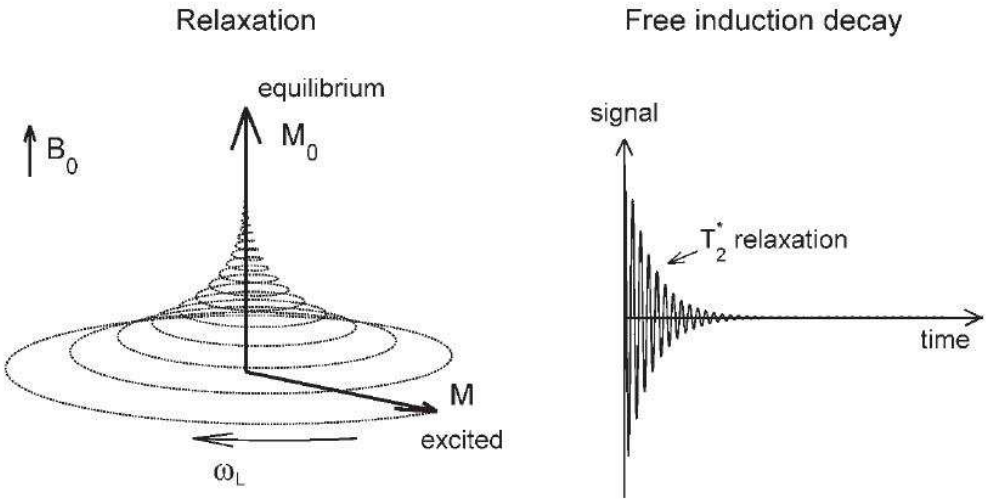
- Naměřený signál lze zesílit aplikací MRI kontrastní látky do těla pacienta. Jedná se zejména o některé paramagnetické látky – nejčastěji sloučeniny Gd, Mn nebo Fe. Polarizované plyny (He, Xe) nebo voda.
- Gadolinium se pro aplikaci chemicky váže k vhodným látkám (nosičům), např. DTPA - diethylén-triamino-penta-octové kyselině.
- Kontrastní látky mají značně odlišnou Larmorovu frekvenci, proto ovlivňují relaxační mechanismy, tj. relaxační časy T1 a T2.
- Větší bývá ovlivnění T1 relaxačního času (cca 10tky %), ovlivnění relaxačního času T2 bývá mnohem menší (cca 1tky %).





Záznam signálu

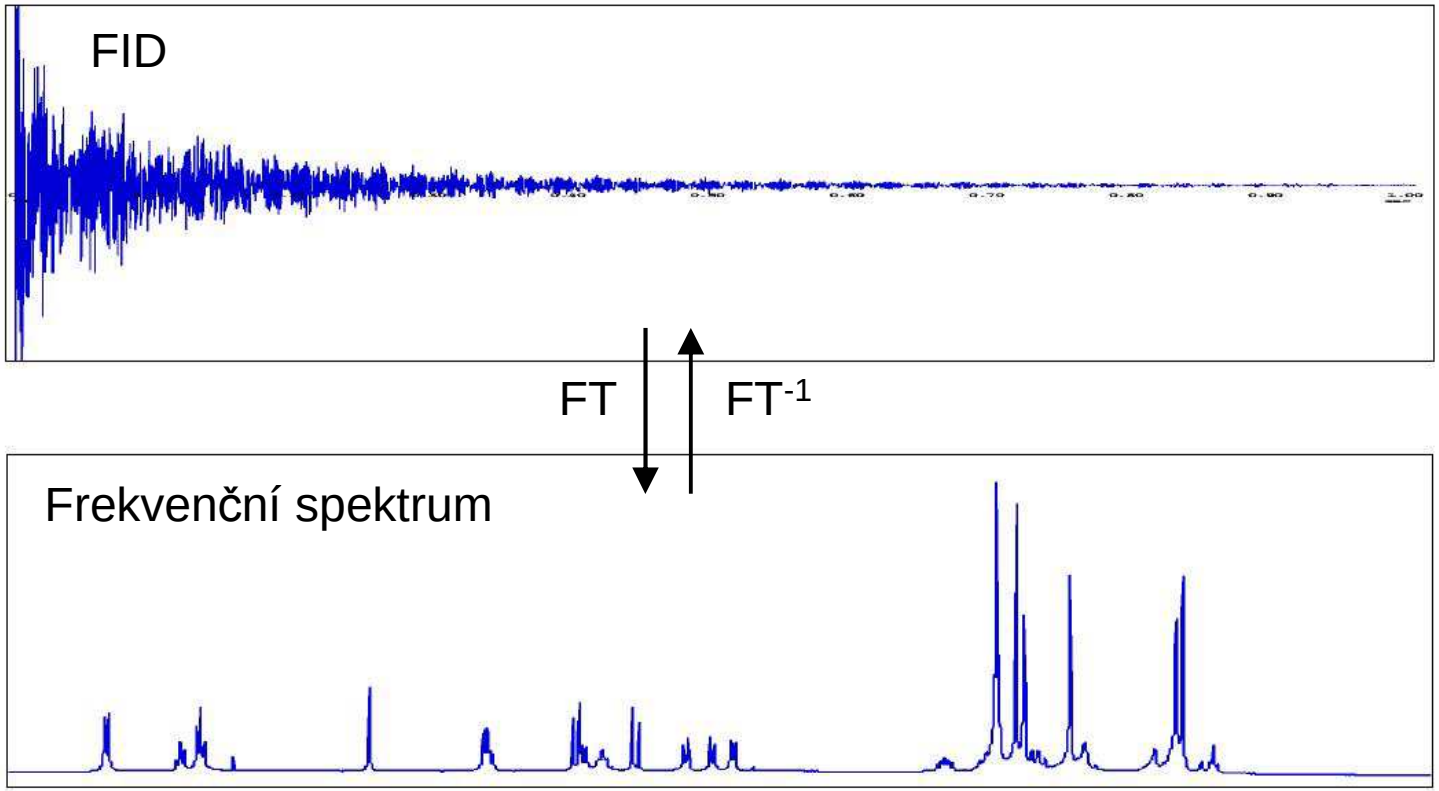
- Po aplikaci vhodného RF pulzu (např. 90°) se vektor magnetizace překlopí z rovnováhy (osa z) do roviny xy (Mz → Mxy).
- Umístíme-li do roviny xy přijímací cívku, potom se v ní začne po skončení RF pulzu vlivem precese vektoru magnetizace Mxy indukovat střídavý proud s Larmorovou frekvencí ω_0. Velikost proudu je úměrná velikosti vektoru magnetizace Mxy. Detekovaný signál se pak označuje jako volně indukovaný signál FID (free induction decay).
- Indukovaný FID signál je maximální ihned po skončení RF pulzu a poté exponenciálně klesá v důsledku příčné relaxace T2* (ztráta fázové koherence → zánik vektoru magnetizace Mxy).
- FID signál má dvě komponenty – harmonický signál na Larmorově frekvenci (sinusovka) a jeho exponenciální útlum daný časem T2*.



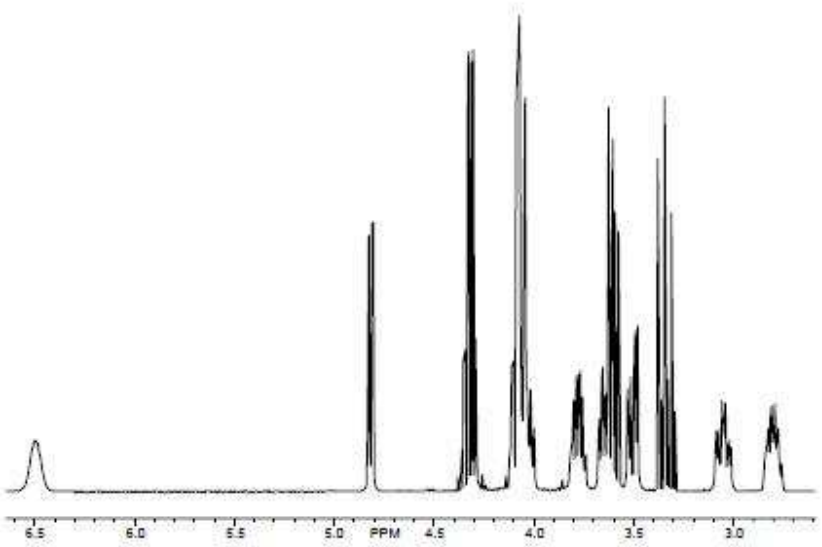
$$\left|FID\right| \approx M_{xy} = M_0 \cdot \exp - \frac{t}{T_2^*} \left(\cos \omega_0 t\right)$$

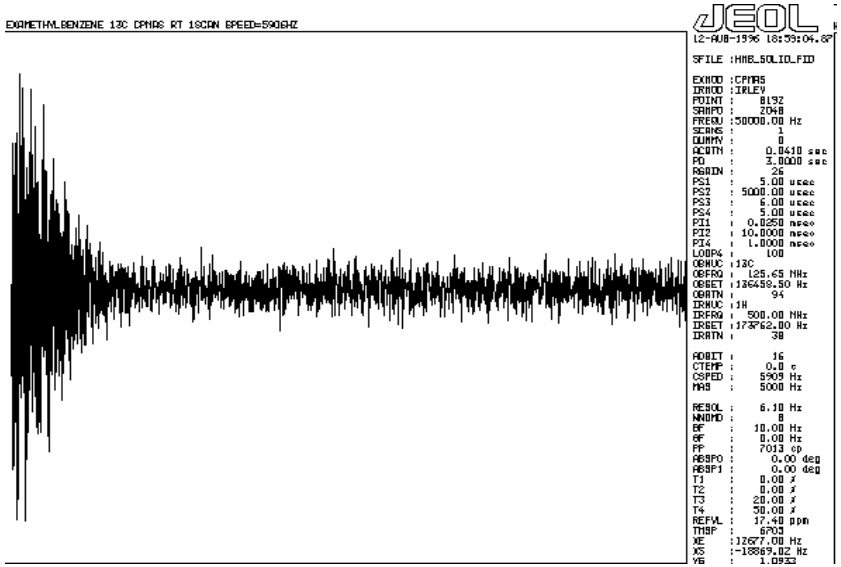
Záznam signálu

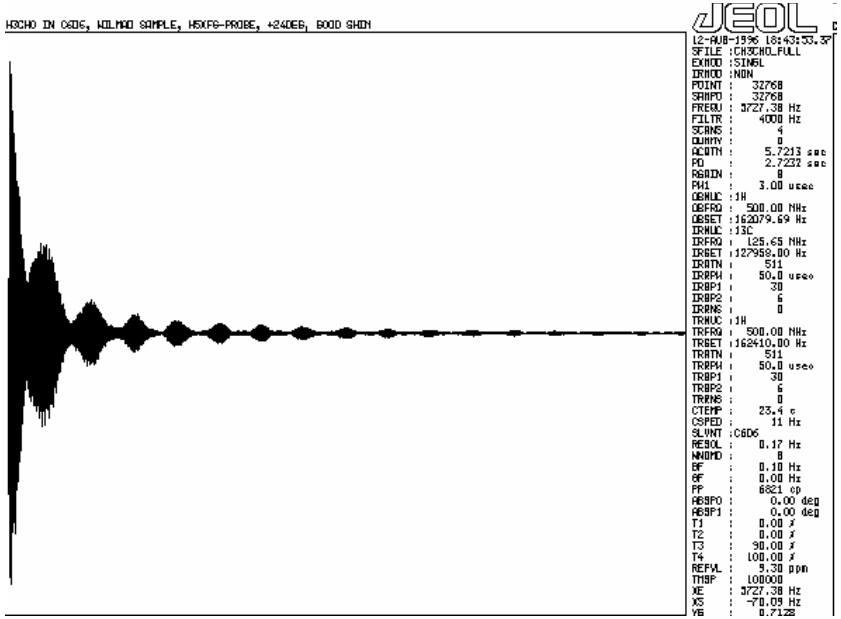
- Fourierovou transformací FID signálu získáme jeho **frekvenční spektrum**, které je reprezentováno píkem na Larmorově frekvenci.



Záznam signálu

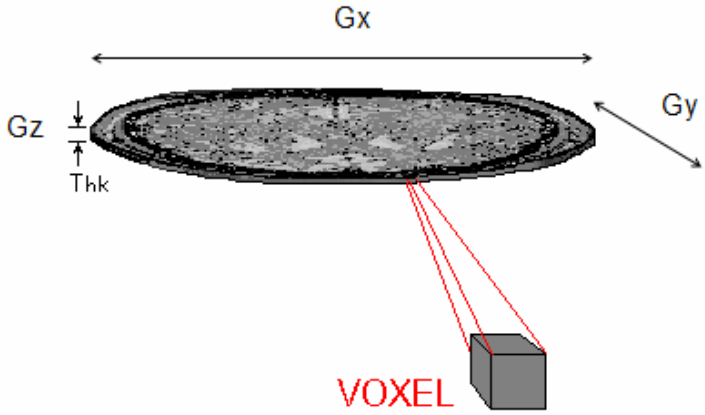






Poziční kódování

- Samotné měření FID signálu ovšem k rekonstrukci MRI obrazu nestačí, protože neznáme přesnou pozici ve scéně, ze které přišel signál (odkud byl vyzářen).
- K určení přesné pozice zdroje signálu slouží **poziční kódování**.
- Je realizováno třemi přídavnými gradientními cívkami, které generují gradientní mag. pole Gx, Gy a Gz v osách x, y a z.
- Magnetické gradienty se superponují přes hlavní mag. pole B_0 a řízeně narušují jeho homogenitu.
- Gradient Gz slouží k výběru tomoroviny, gradienty Gx a Gy určují pozici voxelu ve zvolené tomorovině.

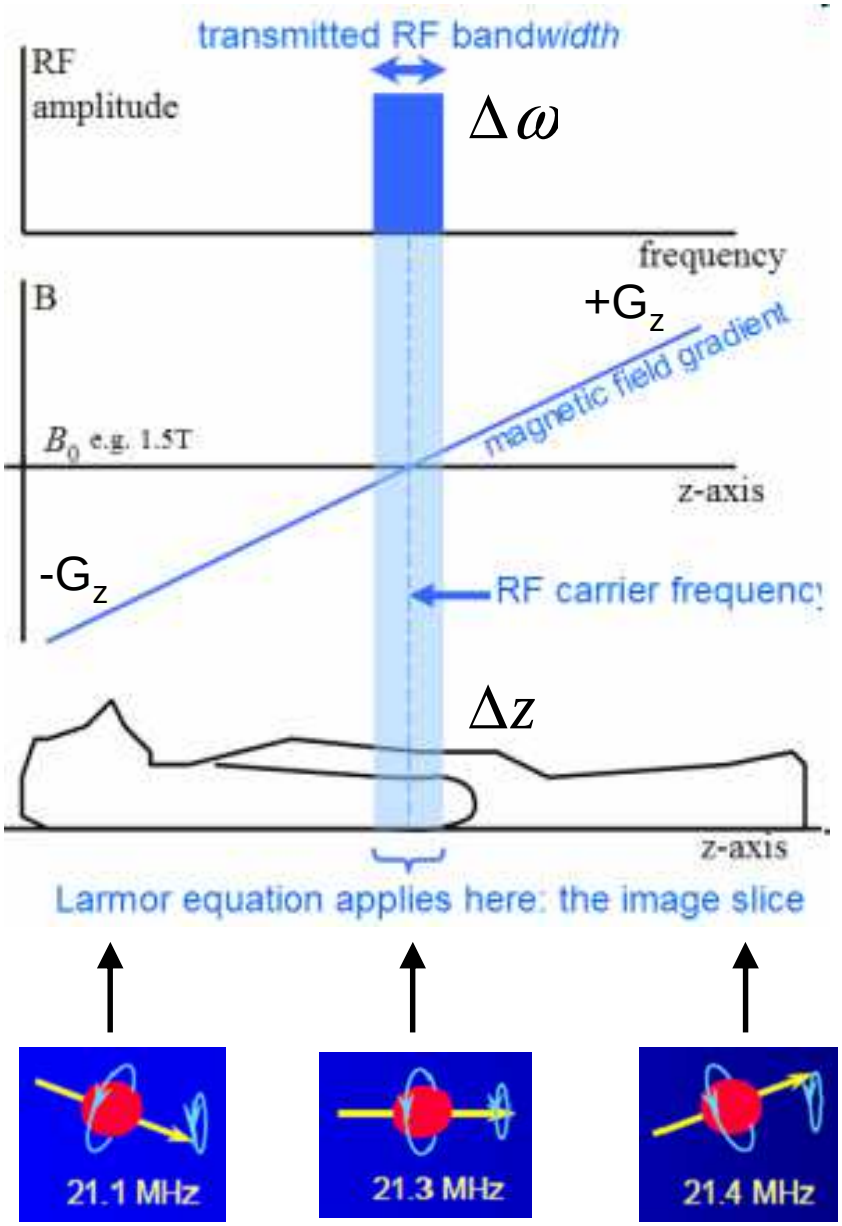


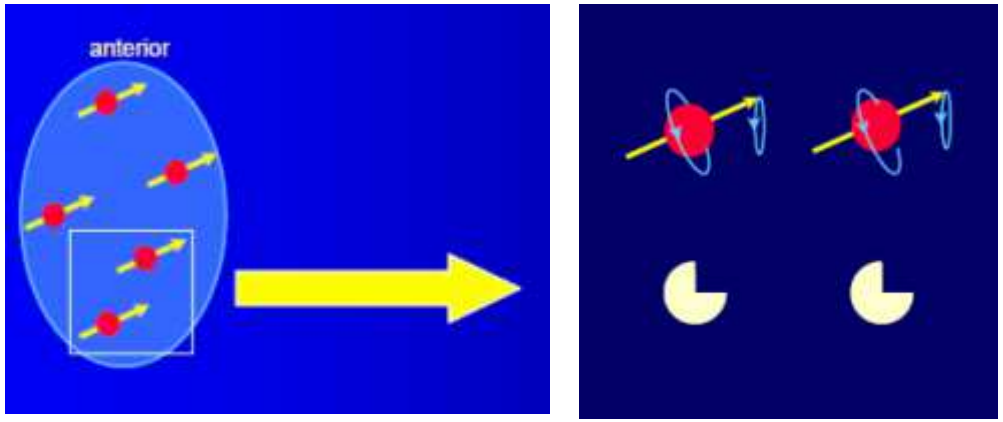
Poziční kódování

- Kódování ve směru z (Gz) → výběr tomoroviny:
- Gradientní mag. pole Gz působí ve směru vnějšího mag. pole B_0.
- V tomto gradientním poli precesují jádra s **pozměněnou** Larmorovou frekvencí. Při aplikaci RF pulzu o příslušné frekvenci pak budou rezonovat pouze jádra v určitém místě gradientu – v jedné tomorovině.
- Šířka zvolené tomoroviny **Δz** je úměrná intenzitě gradientu **Gz** a šířce pásma budícího RF pulzu **Δω**:

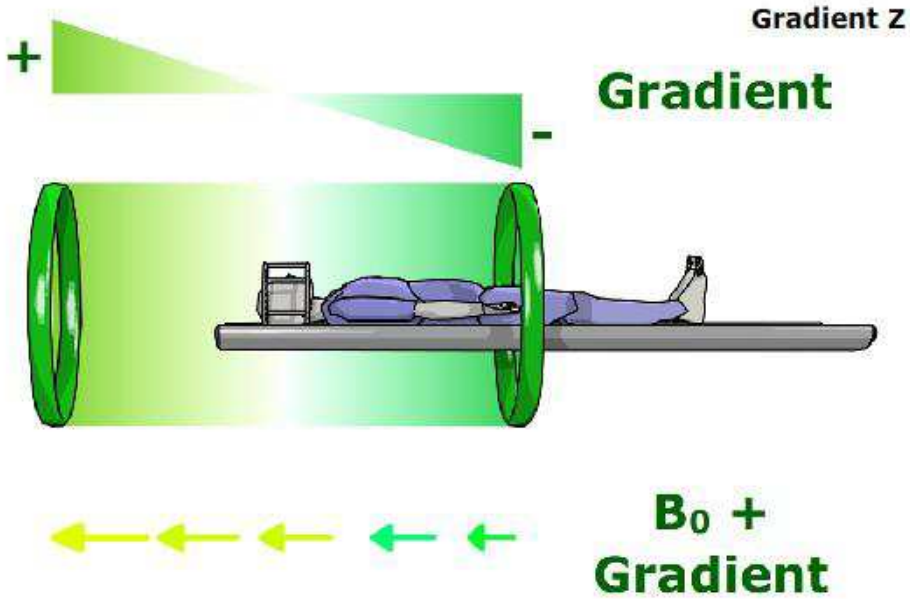
$$\Delta\omega = \gamma \cdot G_z \cdot \Delta z$$

- **Šířka pásma** RF pulzu souvisí s délkou jeho trvání a platí, že čím kratší je doba trvání pulzu, tím větší je šířka přenášeného pásma.





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

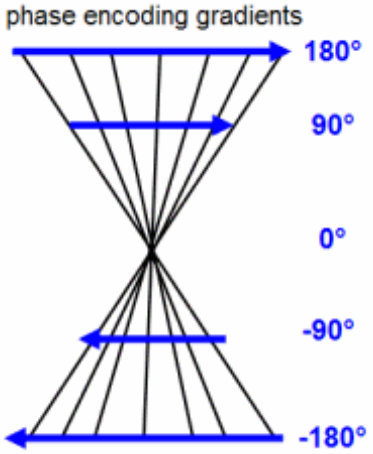


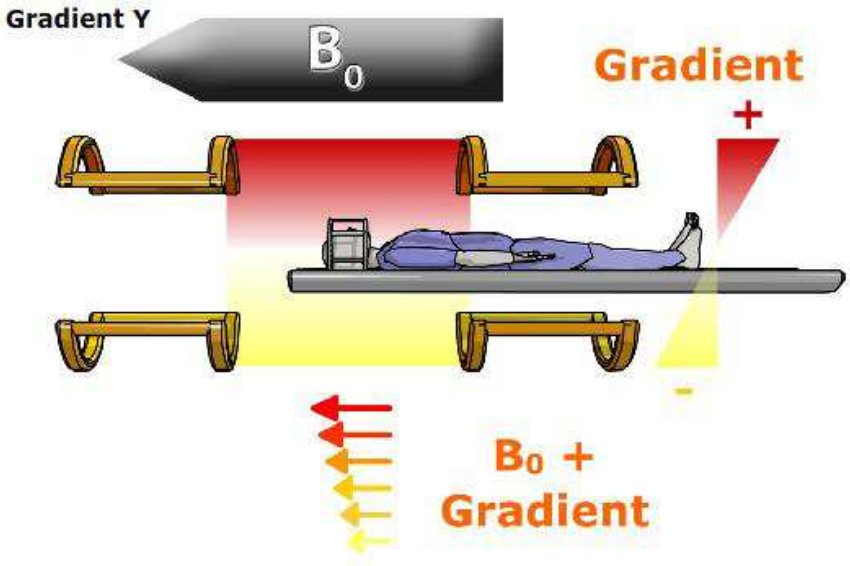
© IMAIOS 2011

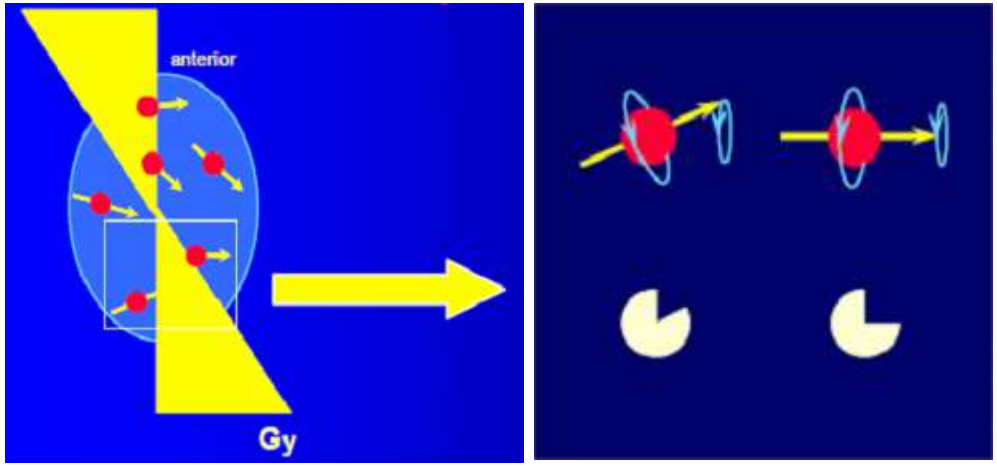
$$\Delta\omega = \gamma \cdot G_z \cdot \Delta z$$

Poziční kódování

- <u>Kodování ve směru y (Gy) → fázové kódování:</u>
- Pokud ke gradientu Gz přidáme na krátký okamžik druhý gradient Gy, budou jádra na pozicích s vyšší hodnotou Gy precesovat rychleji než jádra na pozicích s nižším Gy.
- Po vypnutí gradientu Gy se Larmorova frekvence precese jader sjednotí, fáze precese jader bude ovšem **rozdílná**.
- Tuto skutečnost označujeme jako fázové kódování pozice.



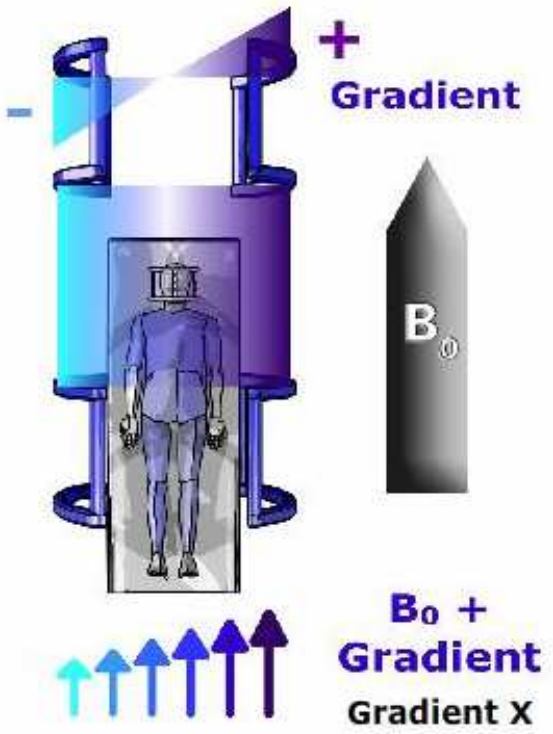


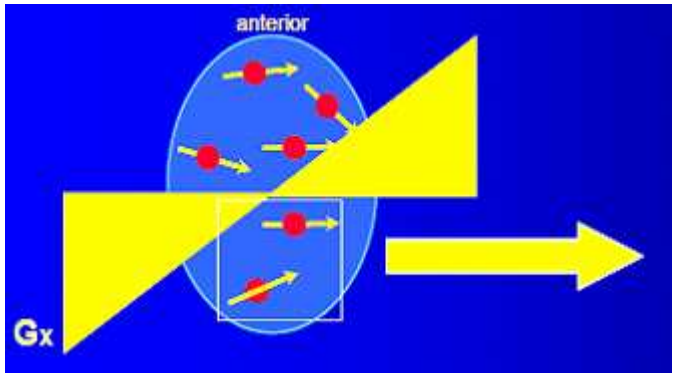


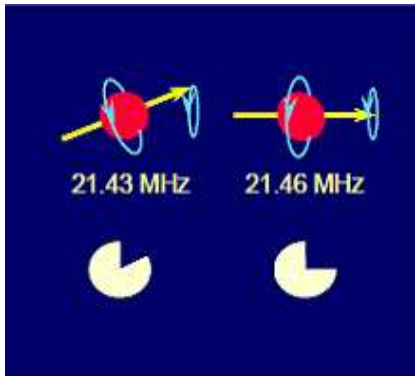
© IMAIOS 2011

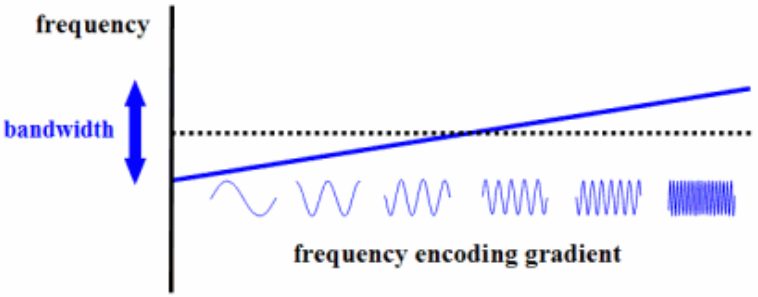
Poziční kódování

- <u>Kodování ve směru x (Gx) → frekvenční kódování:</u>
- Kódování pozice ve směru osy x zajistíme přidáním třetího gradientního pole Gx.
- Zatímco po aplikaci gradientu Gy jsme dosáhli fázového kódování, aplikací gradientu Gx se změní Larmorovy frekvence precesního pohybu jader na různých pozicích ve směru osy x.
- Tato skutečnost je označována jako frekvenční kódování.





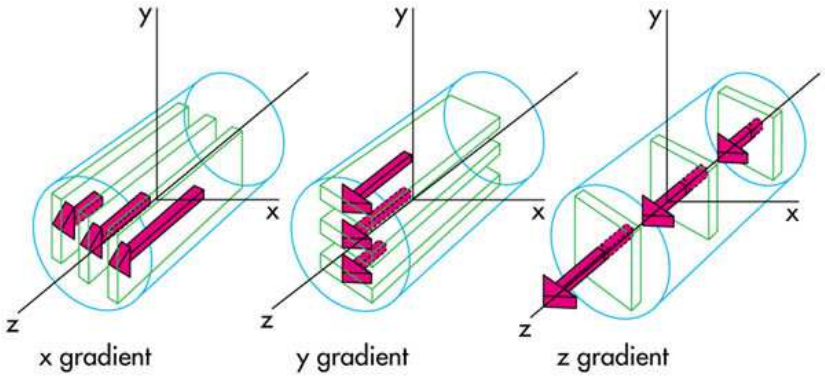


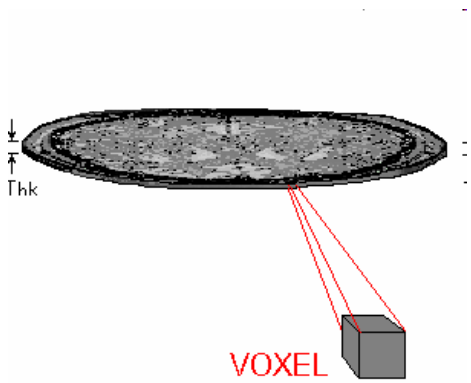


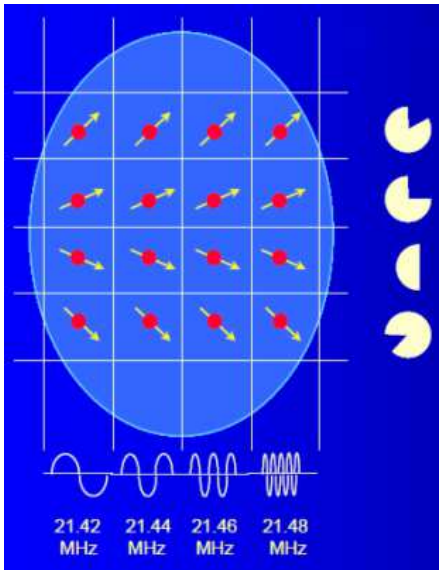
Poziční kódování

- Aplikací všech tří gradientních polí Gx, Gy a Gz tedy již známe konkrétní **pozici [x,y,z] (voxel)**, ze které přichází měřený signál.
- Pozice každého voxelu je charakterizována jeho fází a frekvencí.
- Obraz tomovrstvy Gz získáváme v podobě matice (tzv. k-prostor), kde Gy tvoří řádky se stejnou fází a Gx sloupce se stejnou frekvencí.
- Výběr jiné tomovrstvy lze provést buď změnou frekvence RF pulzu nebo změnou polohy průsečíku gradientu +/- Gz s vnějším polem B_0.
- Snímání signálu probíhá během působení frekvenčního kódování Gx.

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2}$$







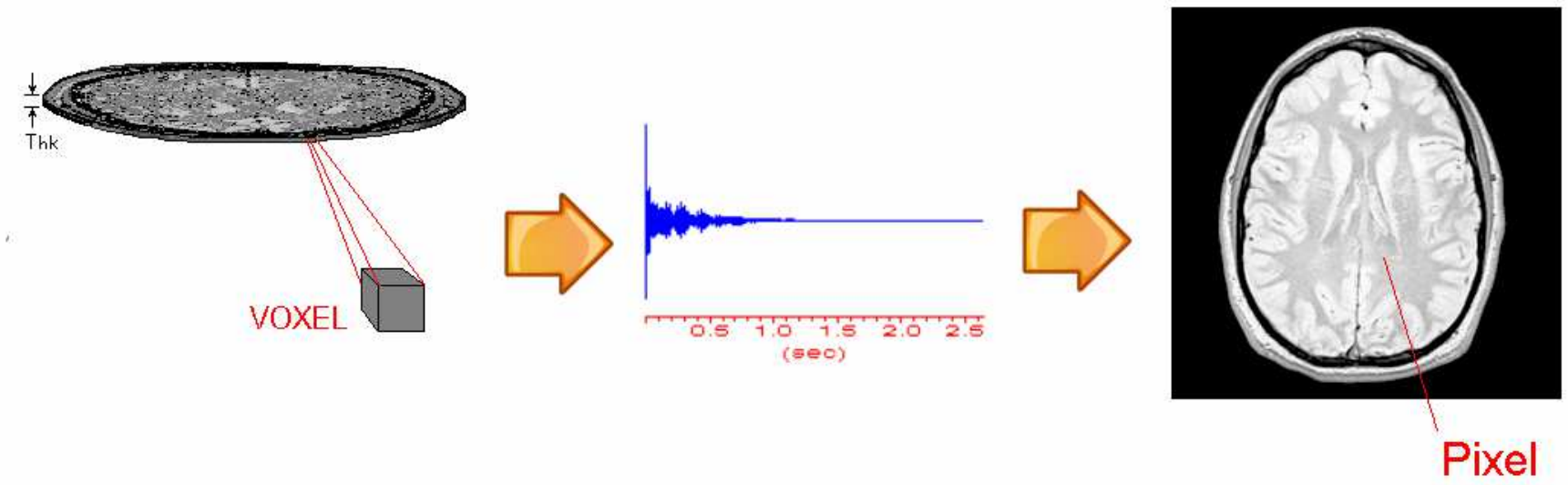
Rekonstrukce obrazu

- Cílem rekonstrukce obrazu je z naměřených signálů a dat vytvořit **výsledný MRI obraz**.

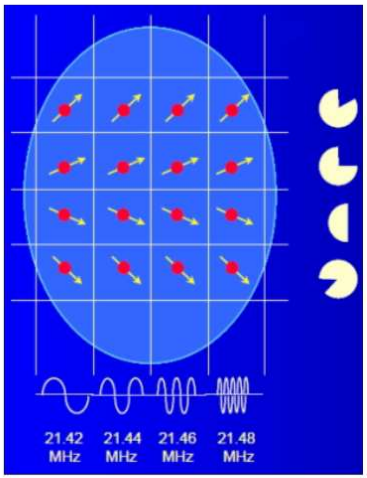
- Použít lze obecně dvě rekonstrukční metody:

  → **Projekčně rekonstrukční metodu**

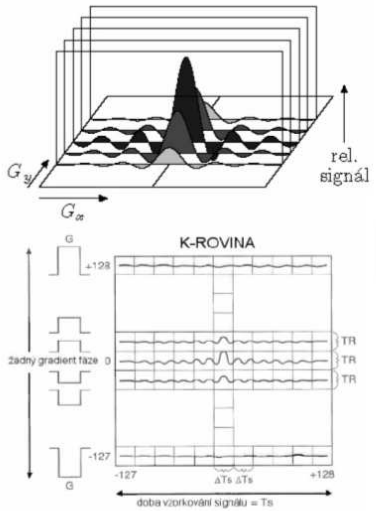
  → **Fourierova rekonstrukční metodu**



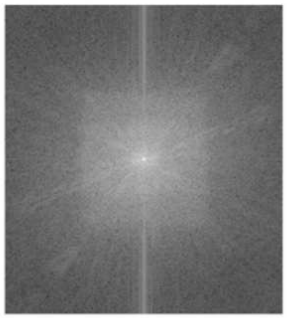
Rekonstrukce obrazu



Poziční kódování



Matice naměřených dat



Datový prostor

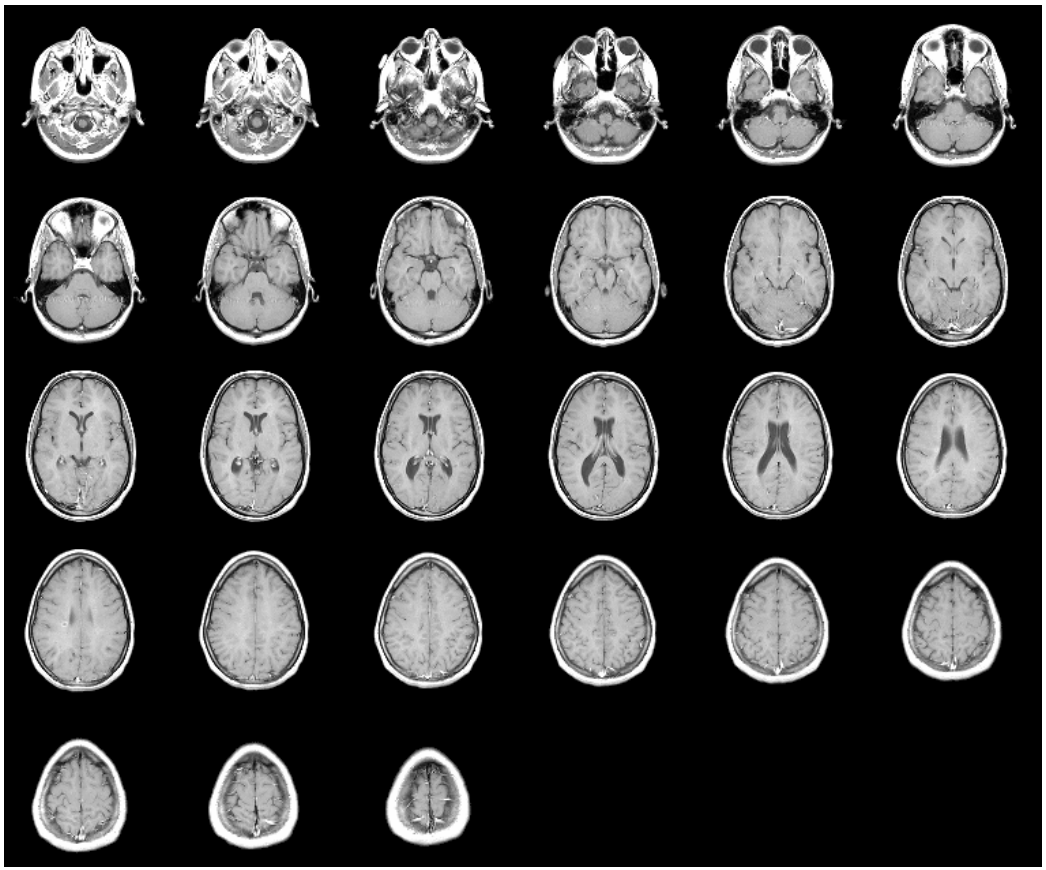
2DFT

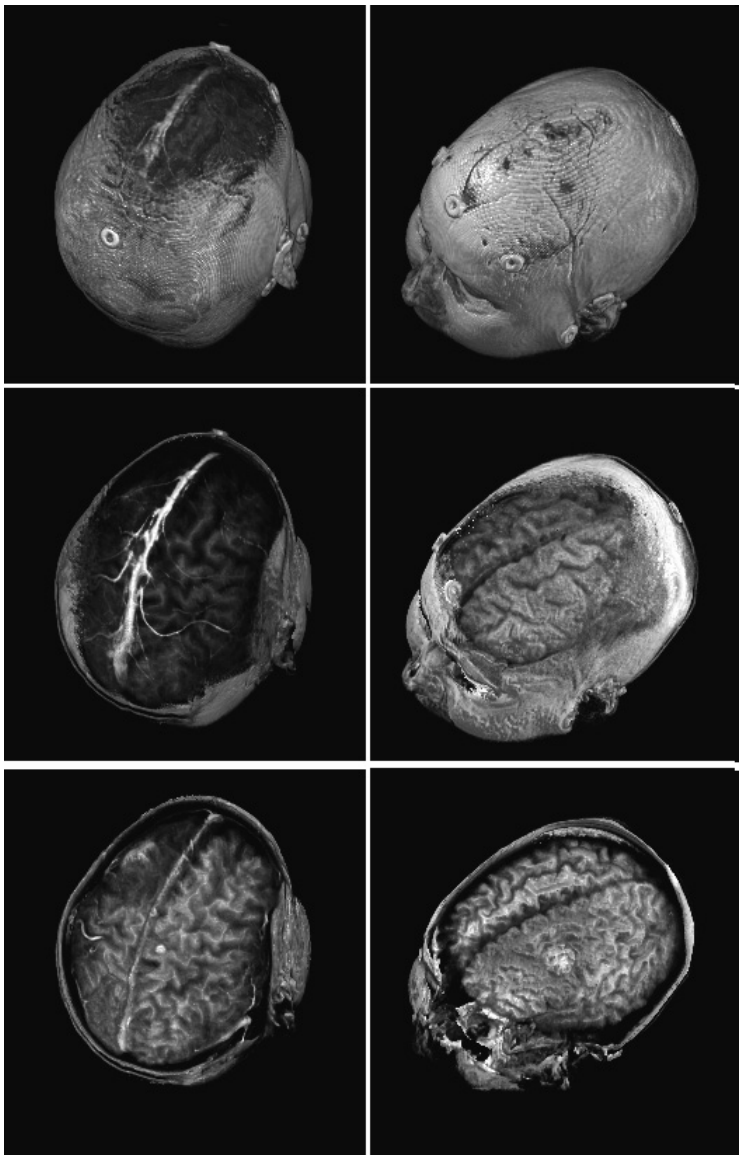
Rekonstruovaný obraz

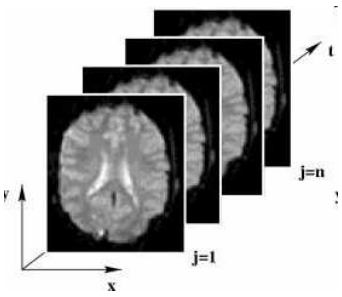
Centrální oblast datového prostoru tvoří nízké prostorové frekvence (hlavní rysy scény), okrajové oblasti nesou informaci o vysokých prostorových frekvencích (detaily scény, hrany).

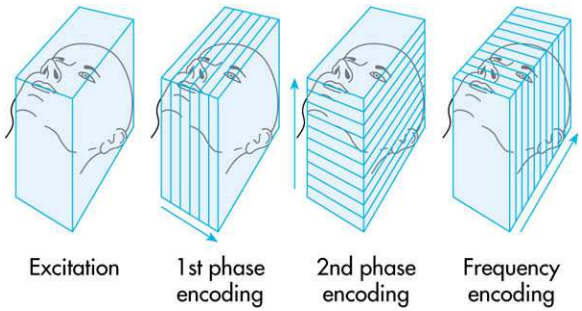
Inverzní 2DFT dochází k transformaci prostorových frekvencí k-prostoru (kx, ky) do metrických souřadnic (x, y).

Vícevrstvé techniky









Váhování obrazu

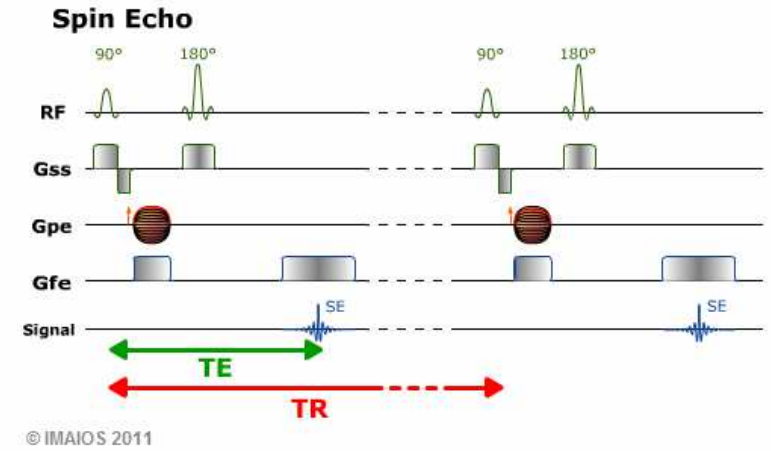
- Charakteristiku výsledného MRI obrazu určuje volba budící sekvence.
- Obecně se nepoužívají jednotlivé budící RF pulzy, ale periodicky se opakující pulzní sekvence tvořené více různými RF pulzy.
- Každá sekvence má svoje výhody i nevýhody a jejich použití je víceméně specifické pro každý typ MRI vyšetření.
- Vhodnou volbou skladby budicích RF pulzů a magnetických gradientů, jejich opakováním a časováním lze detekovaný signál tzv. váhovat požadovaným parametrem, kterým může být:

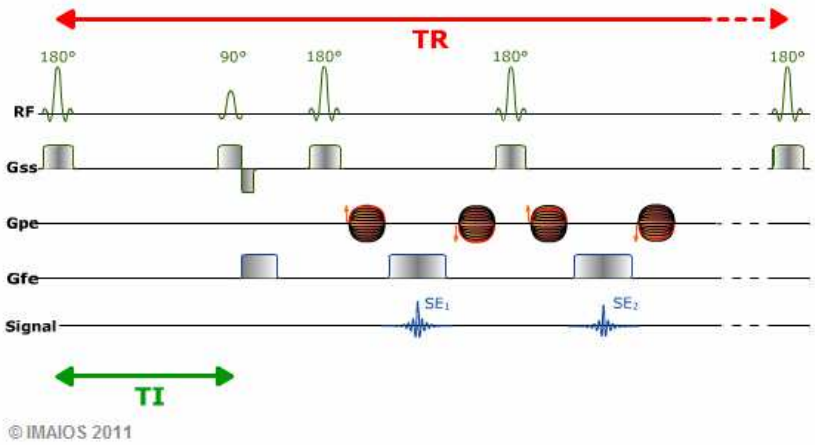
  → Hustota protonových jader
  → Relaxační doba T1
  → Relaxační doba T2
  → Průtok jader (MRA)
  → Okysličení tkáně (fMRI)
  → Difuze jader
  → …

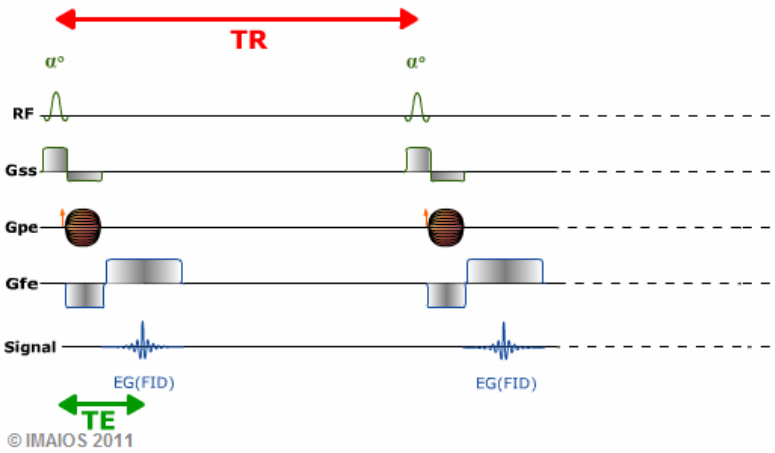
Vážení	T_R	T_E
T_1	$\leq T_1$	$\ll T_2$
T_2	$\gg T_1$	$\geq T_2$
ϱ (PD)	$\gg T_1$	$\ll T_2$

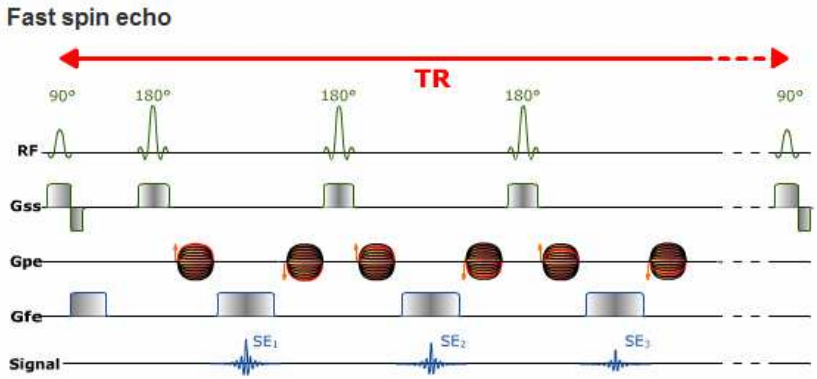
- Základní používané sekvence jsou spin echo (SE), inversion recovery (IR), gradient echo (GE), fast spin echo (FSE), aj.

Váhování obrazu

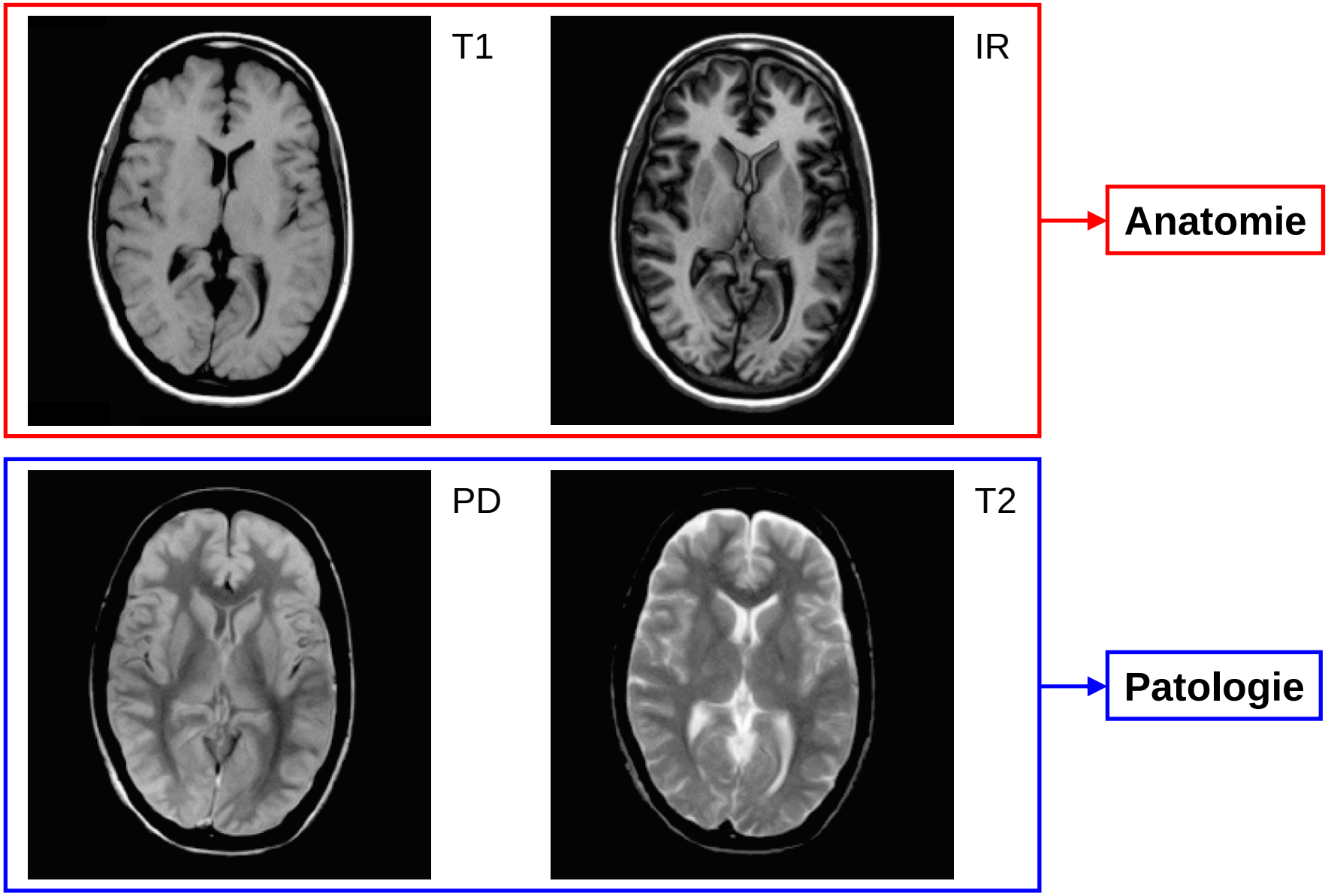








Váhování obrazu



MR angiografie (MRA)

- Zobrazovaným parametrem v MRI může být mimo hustoty jader a relaxačních časů T1 a T2 také **průtok vybuzených jader**.
- Pohybu jader pak využívá **MR angiografie (MRA)**, metoda zobrazující průtok krve cévami nebo tok mozkomíšního moku.
- K zobrazení průtoku jader MR angiografií lze využít několika metod:

→ **S využitím kontrastních látek**:

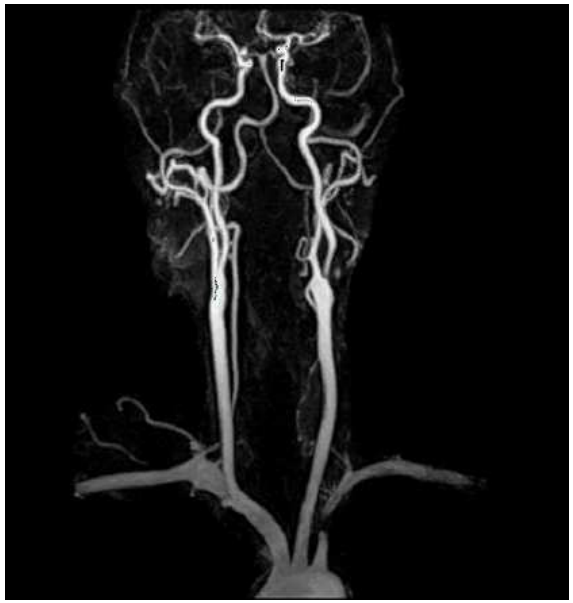
– CE MRA (Contrast Enhanced)

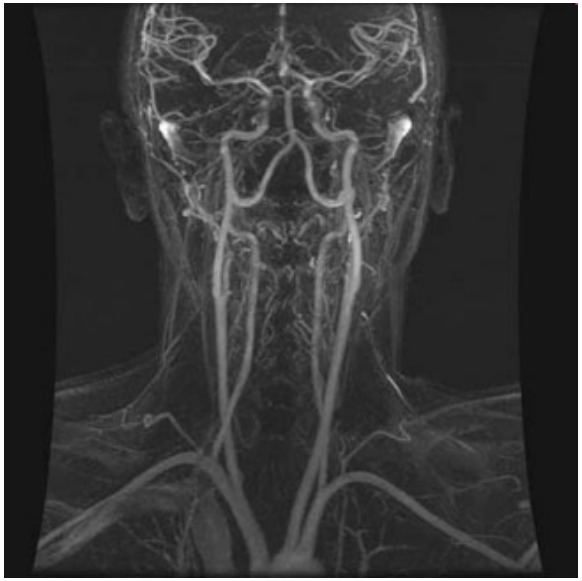
→ **Bez kontrastních látek**:

– TOF MRA (Time Of Flight)

– PC MRA (Phase Contrast)

MR angiografie (MRA)



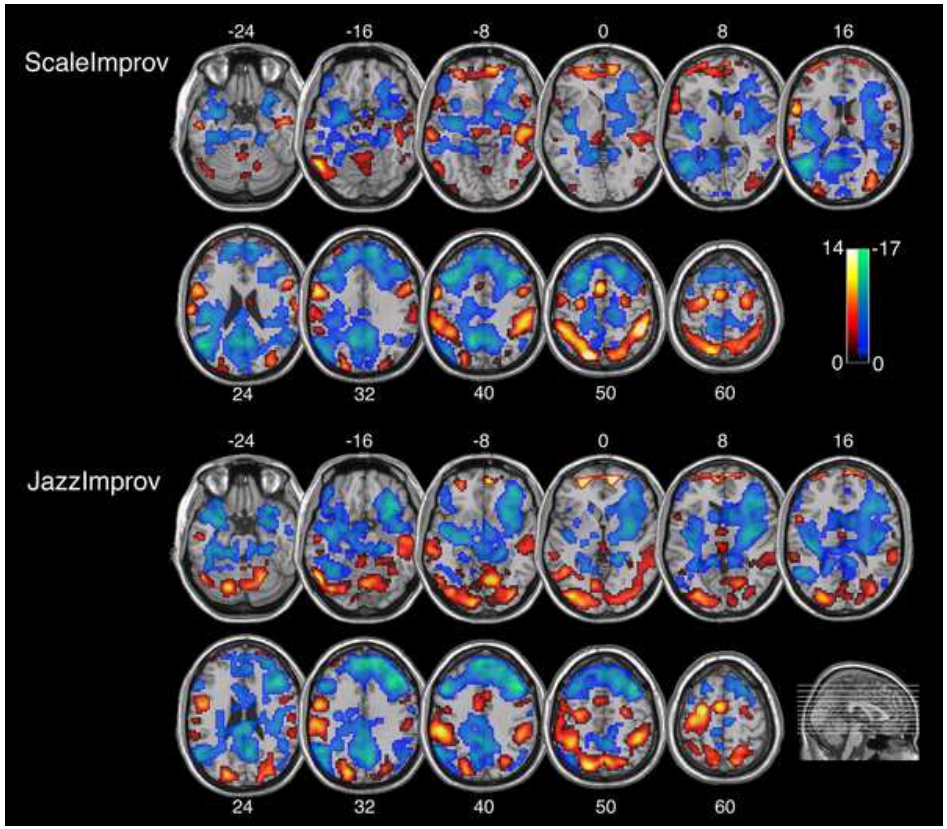


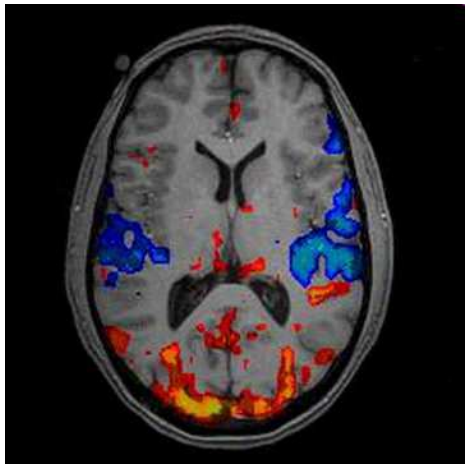
[42], [43], [44], [45], [46], [47]

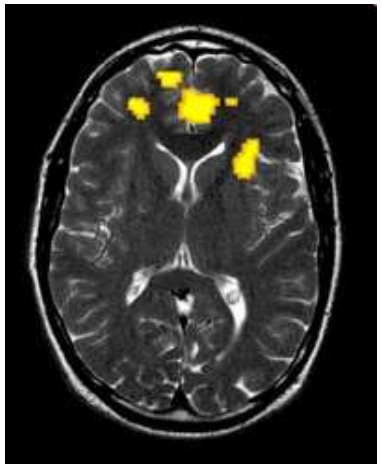
fMRI

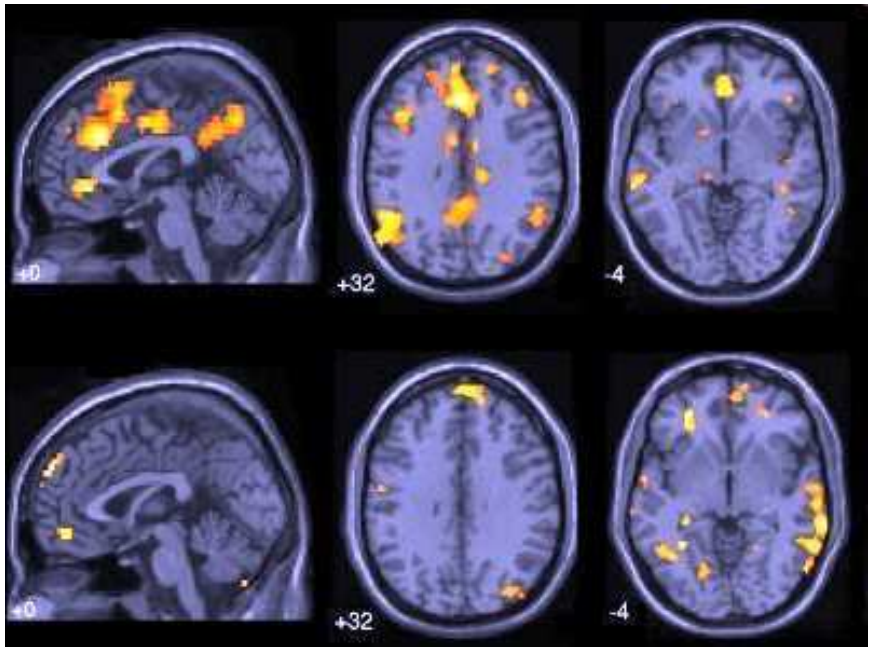
- Funkční magnetická rezonance je metoda, která slouží k funkčnímu zobrazení mozkové aktivity. Uplatňuje se hlavně v neurologii.
- Podstatou metody je změna perfuze a objemu krve v aktivní oblasti mozkové kůry (**perfuzní fMRI**) nebo navíc i změna poměru okysličené a neokysličené formy hemoglobinu (**BOLD fMRI – blood oxygen level-dependent**).
- Deoxygenovaná forma hemoglobinu má paramegnetické vlastnosti a chová se tedy jako přirozená MR kontrastní látka (zkracuje T2* čas). Při MRI zobrazení pak daná oblast poskytuje silnější signál než okolí.
- Při fMRI vyšetření se opakovaným skenováním získávají obrazy celého objemu mozku jak v klidu, tak při aktivním provádění nějaké úlohy (reakce na nějaký podnět, pohyb končetin, tvorba slov, atd.).
- Z opakovaných měření se provede statistická analýza a po srovnání snímků pořízených v klidu a při mozkové činnosti se veškeré změny signálu v obraze zvýrazní.

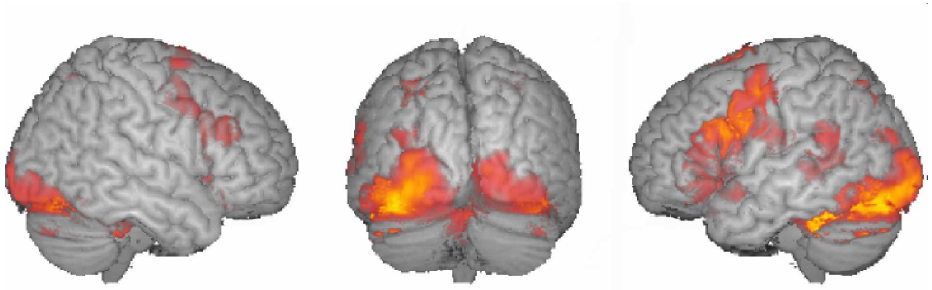
fMRI









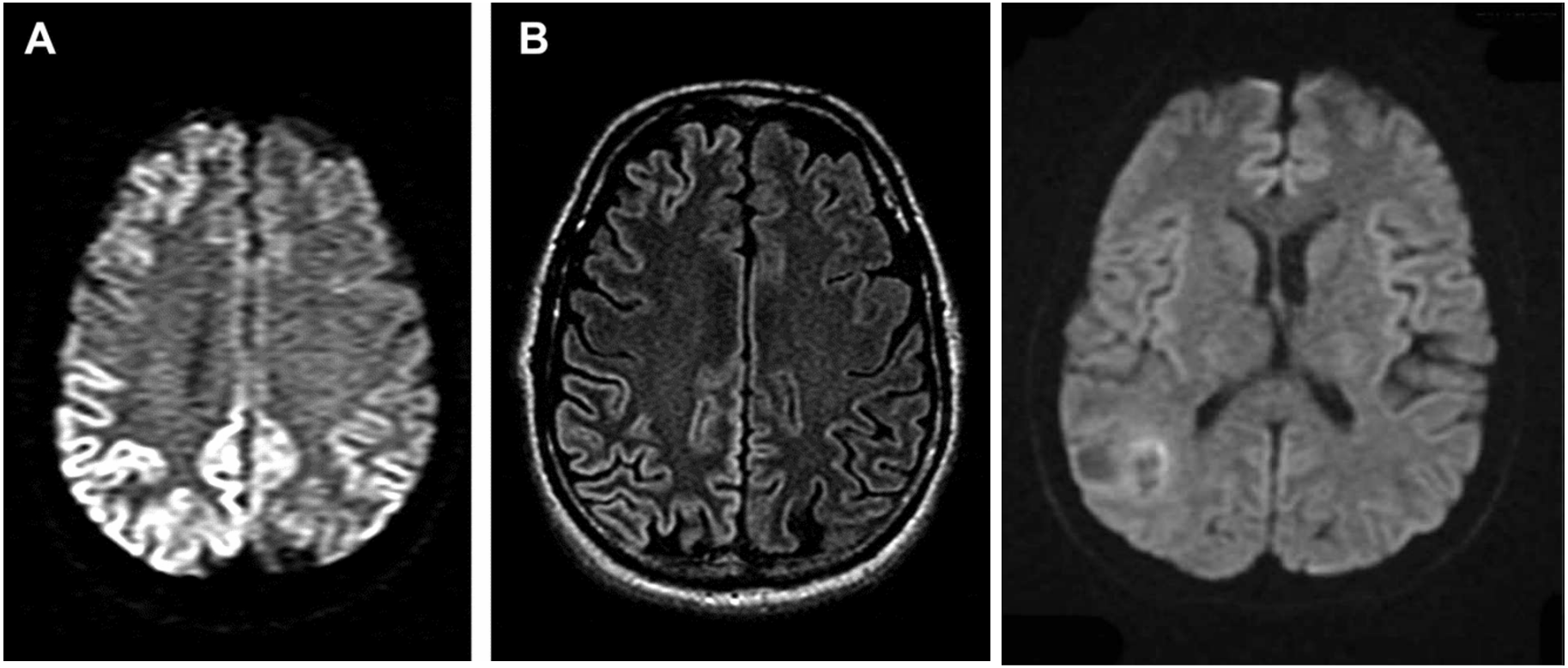


[48], [49], [50], [51], [52]

Difuzní MRI

- Difuzně vážené MRI využívá k zobrazení změn signálu způsobených **difuzí molekul vody** ve tkáních.
- Uplatňuje se hlavně při hodnocení patologických stavů mozku (stáří ischemického postižení mozku, traumatické změny mozku nebo posuzování celularity mozkových nádorů).
- Podstatou difuze je neuspořádaný tepelný pohyb molekul. Směr difuze může být zcela náhodný – všesměrový (např. v mozkomíšním moku nebo šedé hmotě mozku) nebo omezený – je-li difuzi v některých směrech bráněno např. buněčnou stěnou (např. v bílé hmotě mozku převládá difuze ve směru dlouhých vláken axonů).
- Výsledkem může být šedoškálová mapa míry difuze (DWI – diffusion weighted imaging) nebo barevná mapa mozku (DTI – diffusion tensor imaging), kdy jednotlivé barvy určují jednotlivé směry převládající difuze v dané oblasti.

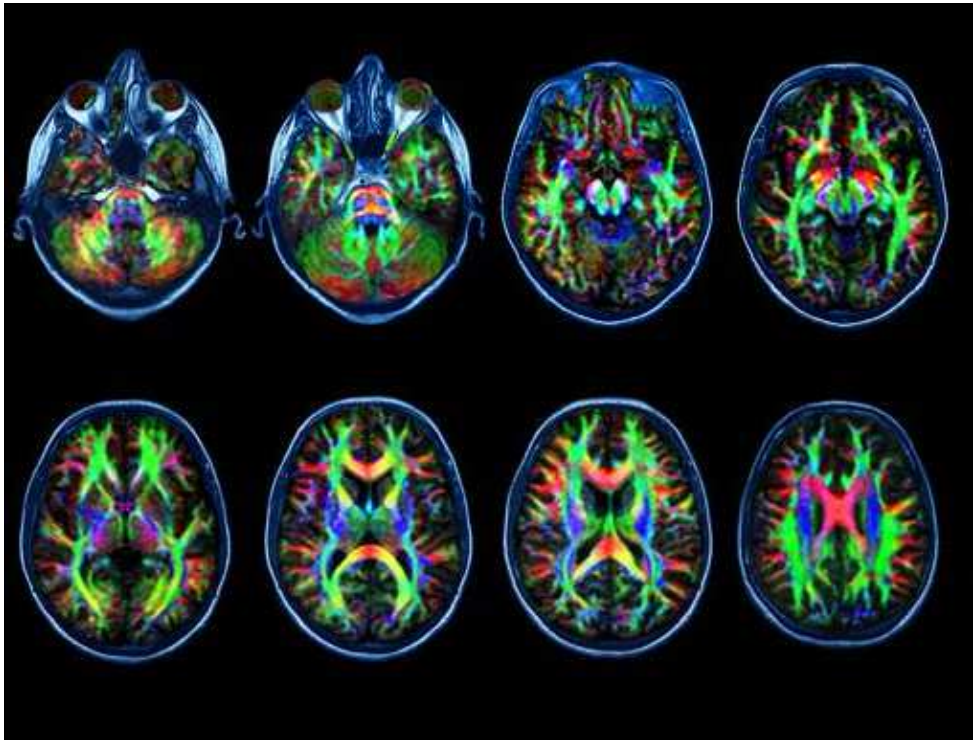
Difuzní MRI

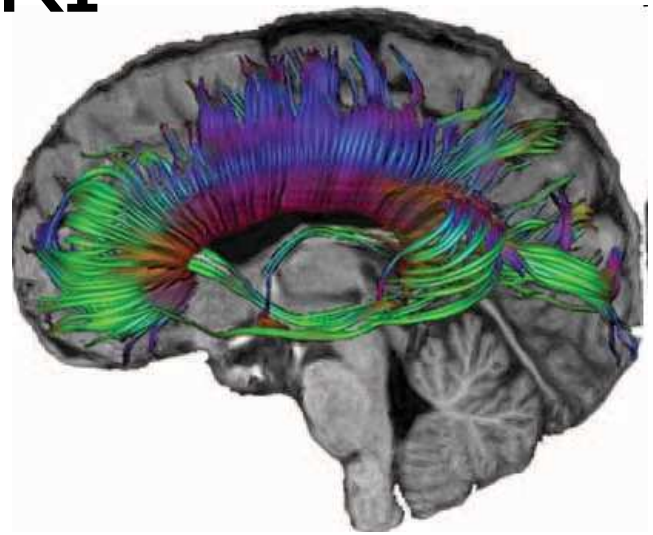


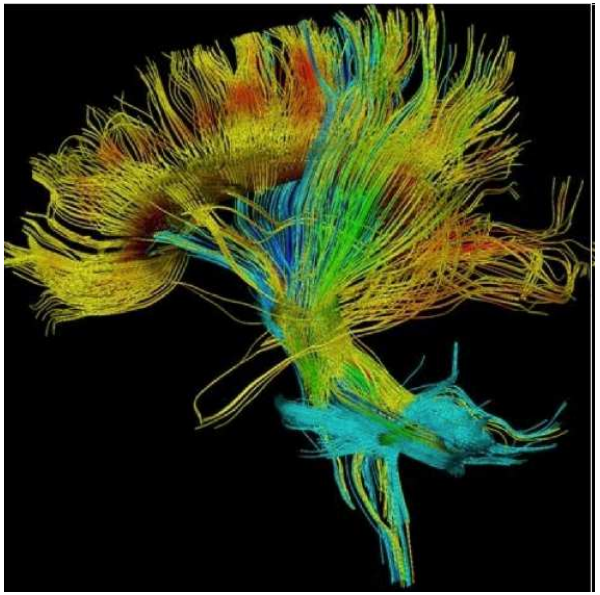
DWI – diffusion weighted imaging

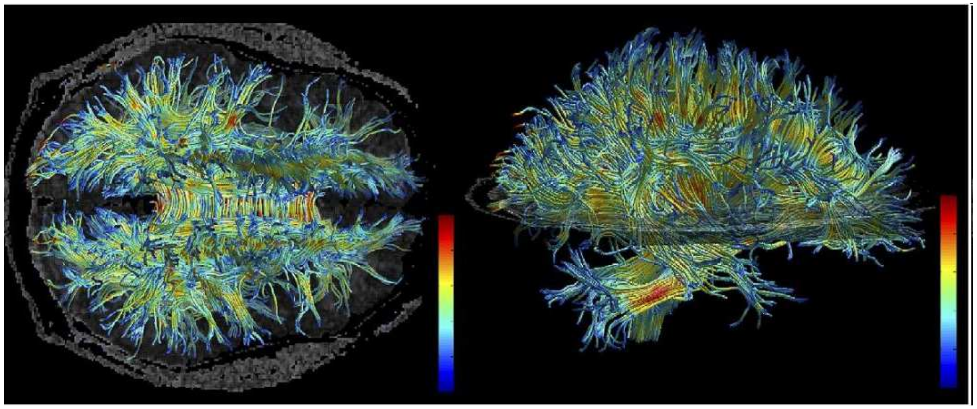
[53], [54]

Difuzní MRI







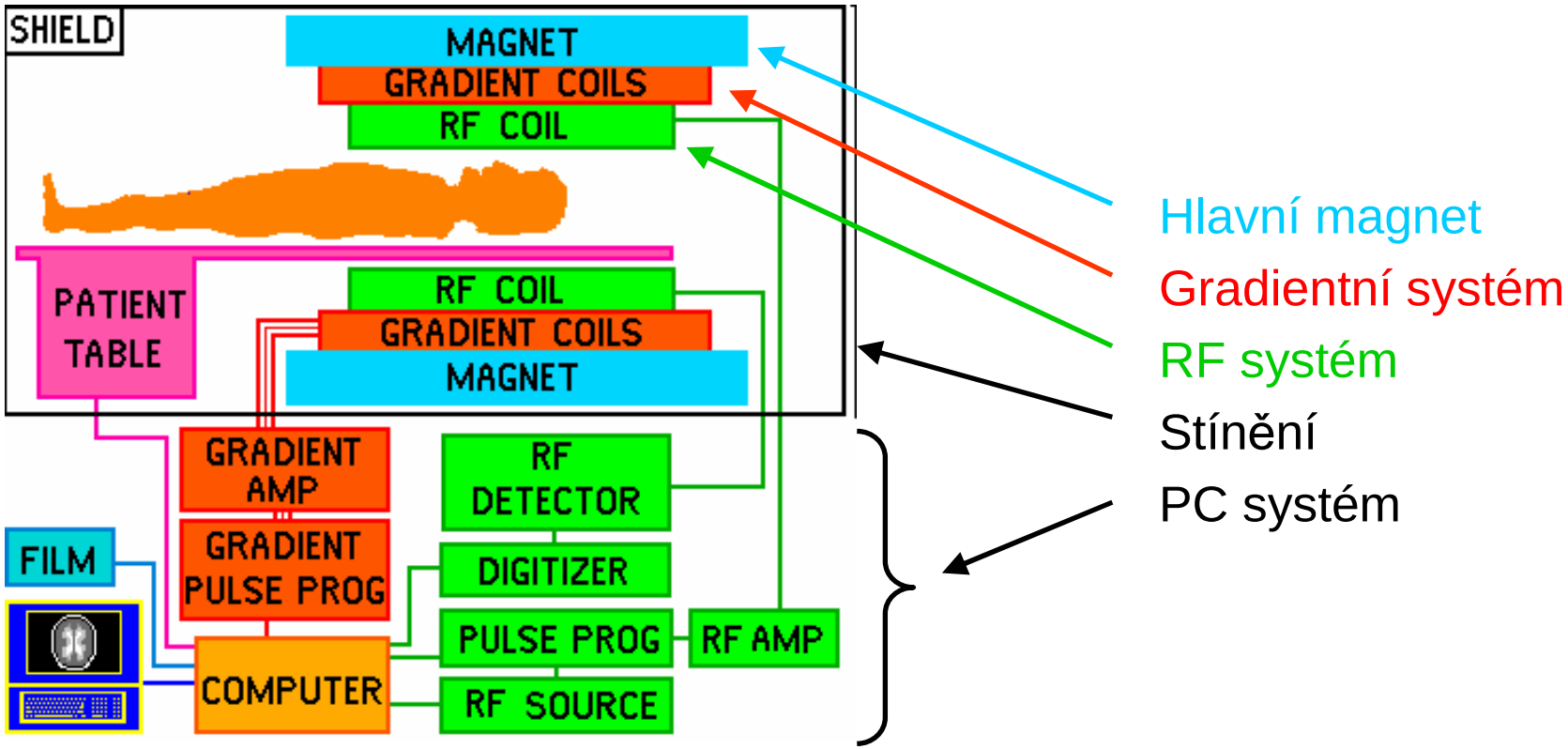


DTI – diffusion tensor imaging

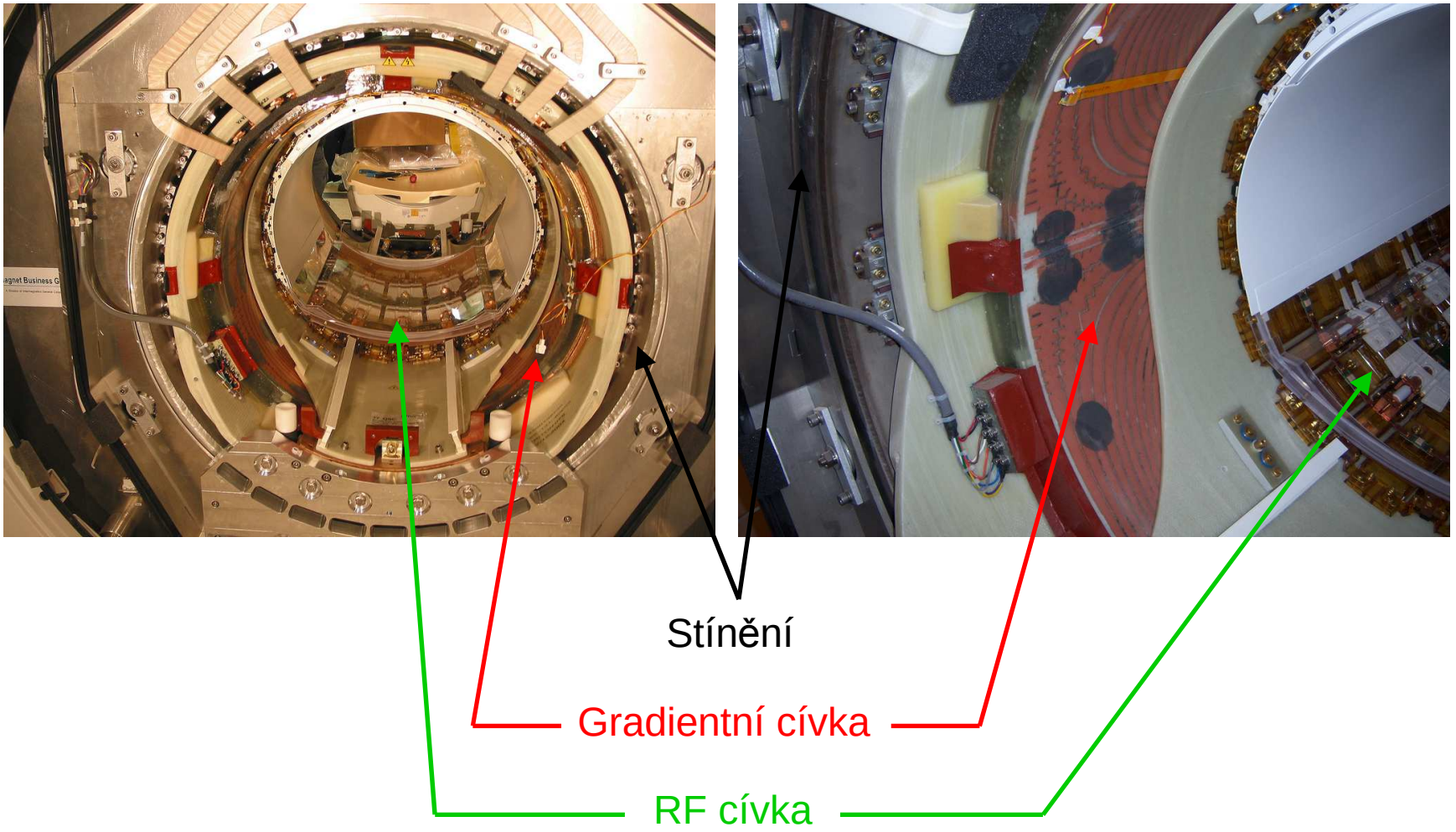
Konstrukce MRI

- Hlavními částmi MRI tomografu jsou:
  - **Hlavní magnet**
    → Generuje homogenní magnetické pole B_0
  - **Gradientní systém** (gradientní cívky)
    → Generuje gradientní magnetické pole ve směru x, y a z
  - **Radiofrekvenční systém** (vysílač, přijímač)
    → Vytváří RF pulsy pro překlopení spinu jader
    → Zaznamenává signály při relaxaci spinu
  - **Radiofrekvenční a magnetické stínění**
    → Stínění, které je součástí MR tomografu
    → Stínění místnosti s MRI proti vnějšímu RF a magnetickému rušení
  - **Počítačový systém**
    → Výpočty, zobrazení, ovládání a nastavování parametrů skenování

Konstrukce MRI



Konstrukce MRI



Hlavní magnet

- **Hlavní magnet**:
  - **Permanentní** – max. cca do 0,3 T
    → **Výhody**: Levný, nevyžaduje el. příkon ani chlazení
    → **Nevýhody**: Vysoká hmotnost, nelze vypnout, nízké rozlišení
  - **Rezistivní (elektromagnet)** – max. cca 0,5 T
    → **Výhody**: Snadný na výrobu, konstrukce jako otevřený / vertikální
    → **Nevýhody**: Vysoká hmotnost, velký el. příkon, chlazení
  - **Supravodivý**
    → **Výhody**: Nízká váha, vysoká indukce pole, nízký el. příkon
    → **Nevýhody**: Náročná technologie, chlazení kryogenem (4,2 K), nebezpečí exploze, cena
- Pro lékařskou diagnostiku jsou běžně dostupné magnety o síle 3 T (nejčastěji se používají 1,5 T magnety), objevují se i 7 T magnety. Pro NMR spektroskopii jsou k dispozici i 20 T magnety.

Hlavní magnet

	Supravodivý	Rezistivní	Permanentní
Velikost B_0	vysoká	malá (do 0,5 T)	malá (do 0,3 T)
Efektivní objem	velký	dostatečný	dostatečný
Homogenita	vysoká	dostatečná	dostatečná
Stabilita pole	velmi dobrá	průměrná	velmi dobrá
Potřeba stínění	významná	nákladné stínění	nevýznamná
Orientace pole	osa z	osa z nebo y	osa y
Rozptylové pole	velmi velké	malé	zanedbatelné
Vypnutí v nouzi	pomalé	rychlé	nelze
Rozměry	velké	relativně malé	průměrné
Hmotnost	průměrná	velká	velká
Cena	vysoká	nízká	vysoká
Spotř. energie	není	velmi vysoká	není
Chlazení	kryogen (He/N)	chladící voda	není

Hlavní magnet

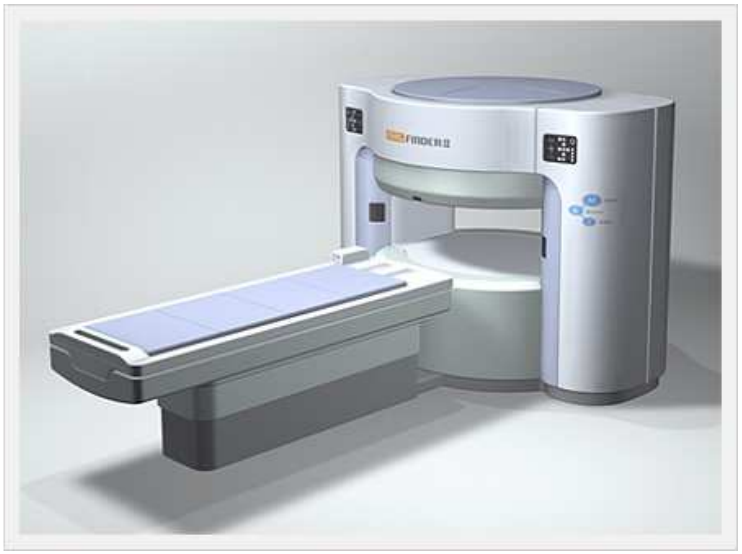
	Otevřený „C" magnet	Uzavřený magnet
Výhody	Vertikální mag. pole Objekt v centru magnetu Obézní pacienti Není klaustrofobie Není citlivý na artefakty Operační zákroky	Nízká hmotnost Vysoká homogenita Velká indukce pole Silný signál Krátká doba vyšetření Komplexní RF sekvence
Nevýhody	Vysoká hmotnost Nízká homogenita Malá indukce pole Slabý signál Dlouhá doba vyšetření Jednoduché RF sekvence	Horizontální mag. pole Objekt mimo centrum Neobézní pacienti Klaustrofobie Citlivý na artefakty Bez operačních zákroků

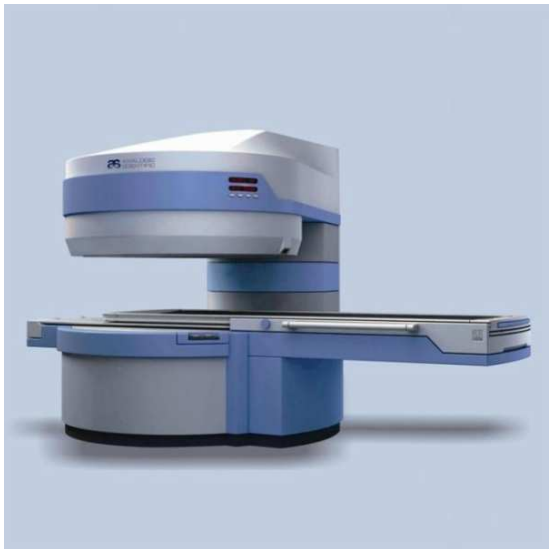
Hlavní magnet

Uzavřené magnety

Hlavní magnet

Otevřené „C“ magnety





Hlavní magnet

Vertikální „stand up“ MRI

Inkubátor MRI

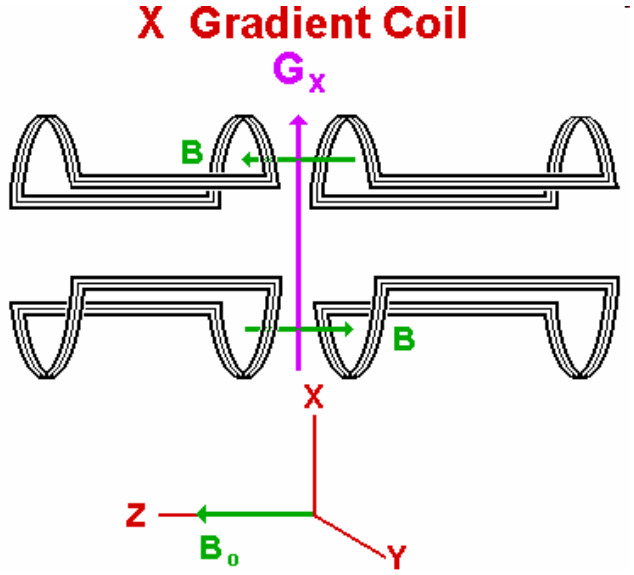
Mobile MRI

Intervenční MRI

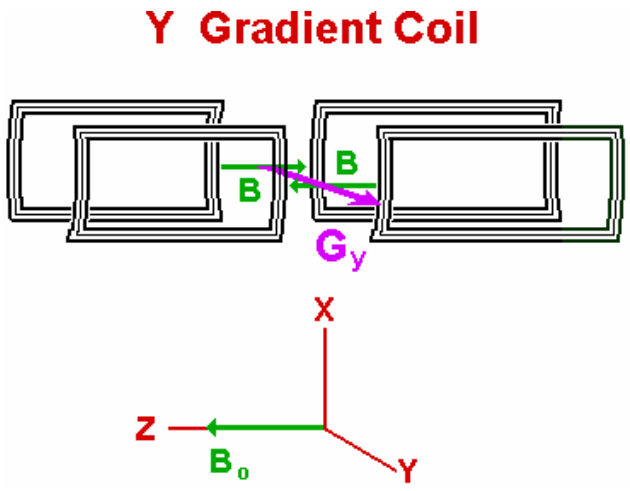
Gradientní systém

- Gradientní cívky slouží k pozičnímu kódování – vytvářejí gradientní mag. pole ve směru x, y a z (superponováno na B_0).
- Velikost gradientního pole je úměrná velikosti hlavního pole ($\uparrow B_0 \rightarrow \uparrow G$).
- Přepínání gradientních cívek během měření produkuje silný hluk.
- Parametry gradientního pole umožňují skenovat tomovrstvy o tloušťce až 0,7 mm ve 2D zobrazení a až 0,1 mm ve 3D. Nejmenší velikosti voxelu pak mohou dosahovat běžně submilimetrových hodnot.

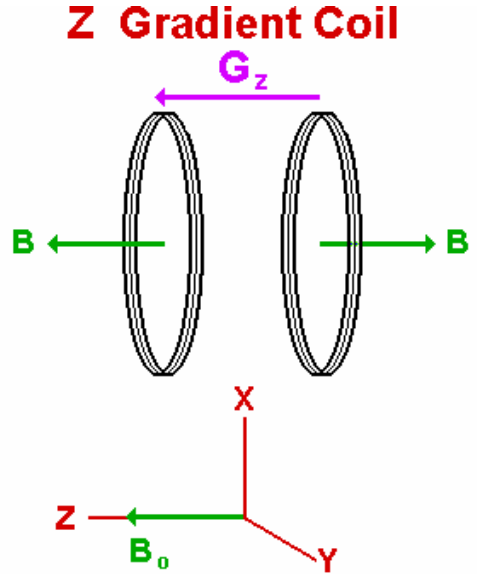
Gradientní systém



Golayovy cívky

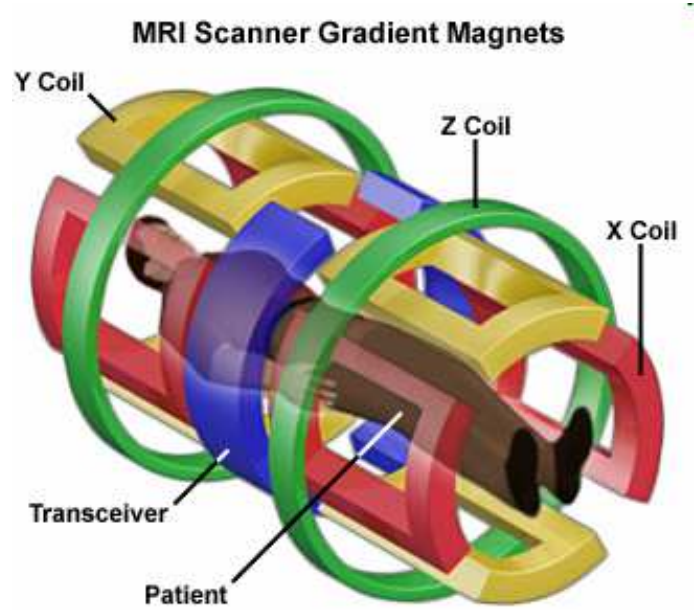


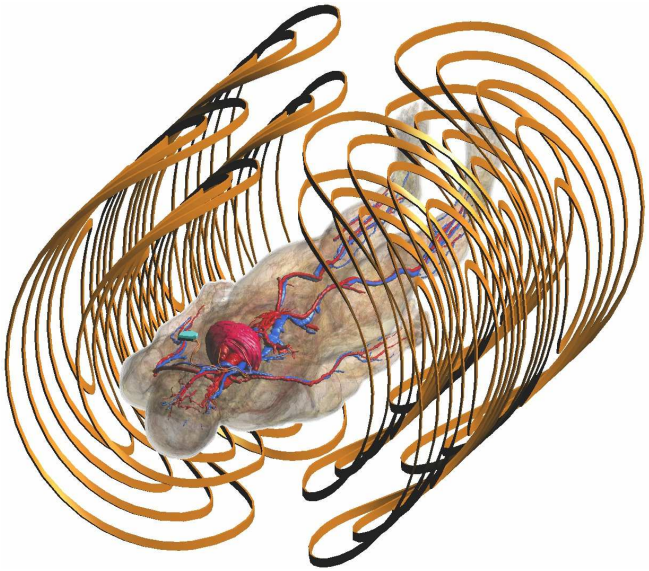
Golayovy cívky



Helmholtzovy cívky

Gradientní systém





RF cívky

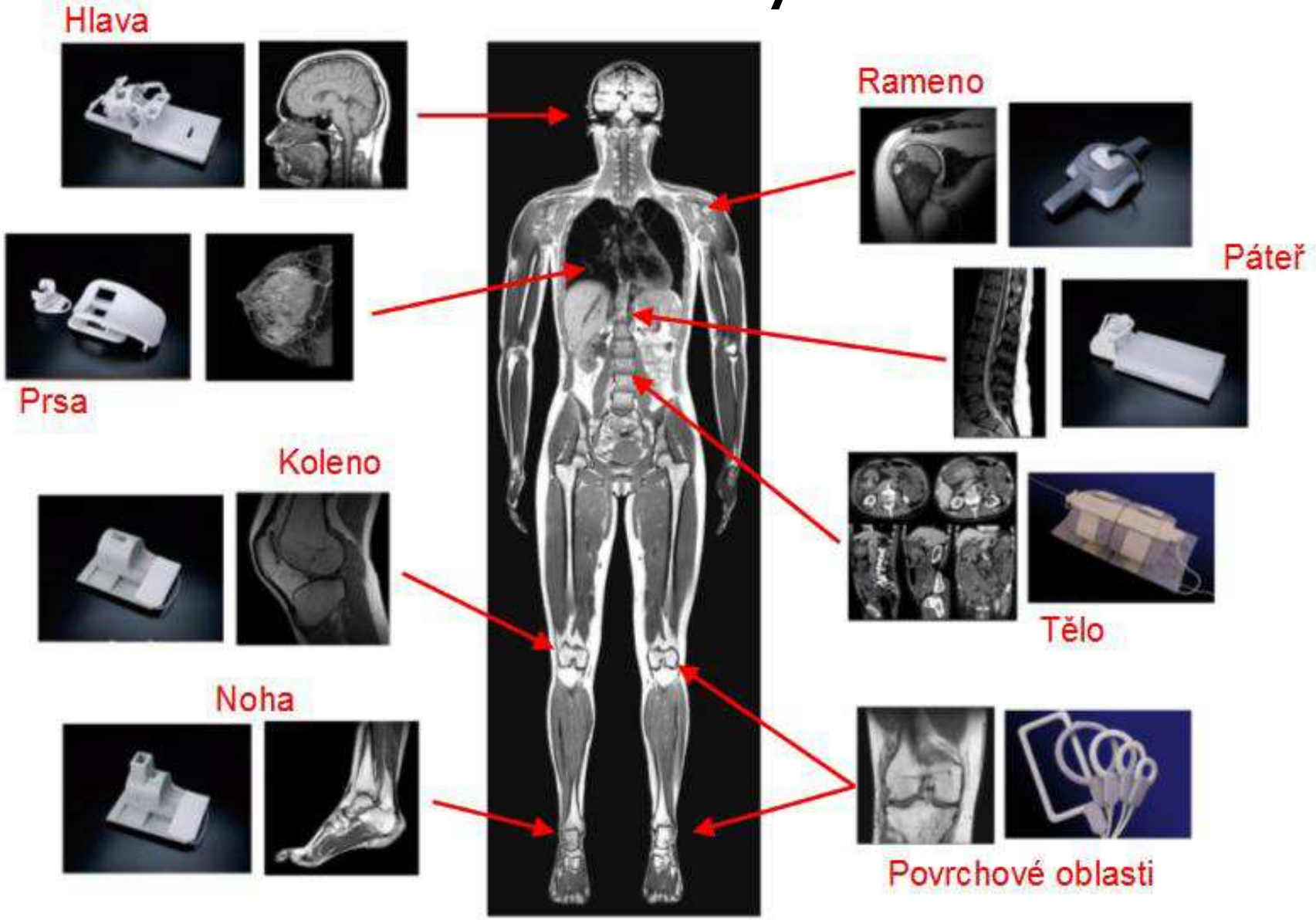
- **Radiofrekvenční systém**:
  - Vysílač
    - → Generuje budící RF pulsy (B_1) vhodného tvaru, energie a sledu
    - → Vyžaduje se co největší účinnost převodu výkonu RF signálu na magnetické pole B_1
  - Přijímač
    - → Systém cívek, které slouží pro příjem FID/echo signálů
    - → Požadavek co největší účinnosti převodu pole M_{xy} na RF signál
- Konstrukce cívek:
  - → Cívky vysílací i přijímací (u starších MRI systémů)
  - → Cívky pouze vysílací (objemové – generace RF pulsů)
  - → Cívky pouze přijímací (detekce FID signálů)
- Dnes se využívá oddělených vysílacích a přijímacích cívek.
- Efektivní penetrační hloubka cívky, tj. vzdálenost, do/ze které je cívka schopna vysílat RF pulzy/detekovat FID signály, je přibližně úměrná poloměru cívky.

RF cívky

- Přijímací cívky se dále dělí na:
  - → Povrchové – přikládají se na povrch těla
  - → Objemové – obepínají vyšetřovanou oblast těla
  - → Velkoobjemové (celotělové) – obepínají celé tělo

- Snahou je při detekci signálů dosáhnout co největšího prostorového rozlišení a vysokého poměru signál-šum (SNR).
- Prostorové rozl. roste s menší velikostí a vyšší plošnou hustotou cívek.
- Poměr SNR roste s použitím většího množství cívek a se zmenšením vzdálenosti mezi cívkami a vyšetřovanou oblastí těla.
- Vhodná je tedy konstrukce speciálních objemových cívek pro každou část těla (hlava, páteř, rameno, zápěstí, koleno, noha, prsa, atd.).
- Nověji se objevují velkoobjemové cívky schopné pokrýt najednou co největší část těla bez nutnosti měnit jednotlivé menší cívky.

RF cívky


Hlava
Prsa
Koleno
Noha
Rameno
Páteř
Tělo
Povrchové oblasti

RF cívky

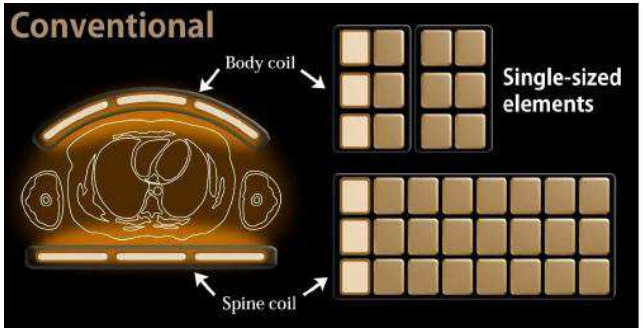
RF cívky

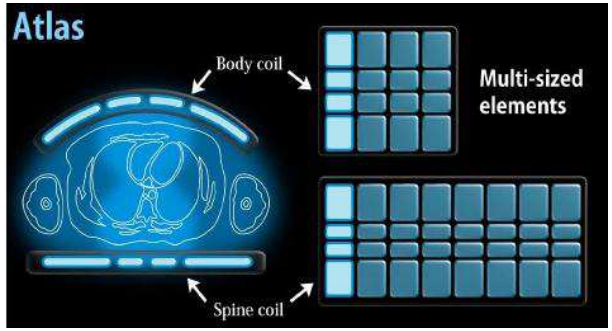
RF cívky

Hlavové cívky

RF cívky

RF cívky


Conventional
Body coil
Single-sized elements
Spine coil


Atlas
Body coil
Multi-sized elements
Spine coil

Stínění

- **Radiofrekvenční a magnetické stínění**:

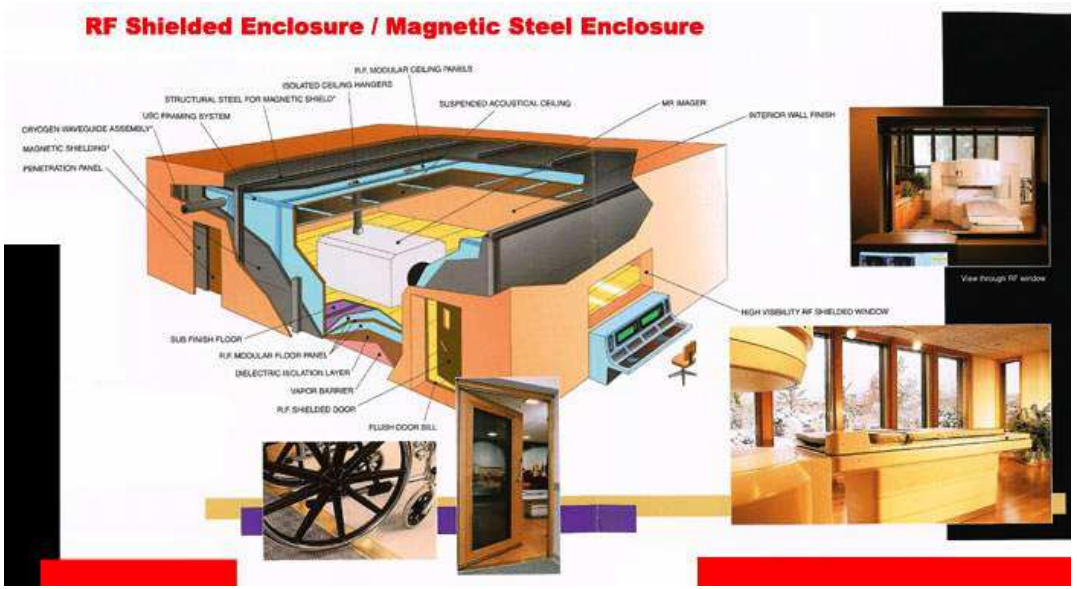
  Cílem je jednak ochrana MRI přístroje před RF a magnetickým šumem z okolí, jednak také ochrana okolí před RF vlnami a magnetickým polem produkovaným MRI přístrojem.

- **Šum z okolí**: radiové a TV vysílače, elektrická a elektronická zařízení, elektrická zapalování aut, atd. → vznik obrazových artefaktů.

- **MRI jako zdroj rušení**: velký RF výkon, silné magnetické pole, hluk.

- **Realizace**: stínící kryty se stínicím faktorem větším nežli 100dB. Používají se např. tenké kovové fólie, plechy, kovové pěny, nátěry, atd. Typicky se používá měď nebo nikl.

Stínění


RF Shielded Enclosure / Magnetic Steel Enclosure
R.F. MODULAR CEILING PANELS
ISOLATED CEILING HANGERS
STRUCTURAL STEEL FOR MAGNETIC SHIELD*
SUSPENDED ACOUSTICAL CEILING
MR IMAGER
INTERIOR WALL FINISH
USC FRAMING SYSTEM
CRYOGEN WAVEGUIDE ASSEMBLY*
MAGNETIC SHIELDING*
PENETRATION PANEL
View through RF window
HIGH VISIBILITY RF SHIELDED WINDOW
SUB FINISH FLOOR
R.F. MODULAR FLOOR PANEL
DIELECTRIC ISOLATION LAYER
VAPOR BARRIER
R.F. SHIELDED DOOR
FLUSH DOOR SILL

MRI SIDE
ACCUSORB MRI
MAC-7001 M-04

Výhody a nevýhody MRI

Výhody	Nevýhody
• Neinvazivní metoda • Bez ionizujícího záření • Vynikající zobrazení měkkých tkání (mozek, mícha, orgány, aj.) • Vynikající rozlišení • Libovolný řez, 3D zobrazení • Kontrastní látky • MRA, fMRI, difúzní MRI • MRI fluoroskopie (zobrazení pohybu v reálném čase – pořízení snímku řádově v milisekundách)	• Kontraindikace • Některá rizika • Pořizovací a provozní náklady • Delší doba vyšetření • Více druhů artefaktů a jejich častější výskyt

Rizika

- Silná magnetická pole:
  - → Závratě, žaludeční nevolnost, zvýšený tep, indukované proudy.
  - → Magnetické pole může do dutiny magnetu vtáhnout feromagnetické předměty až ze vzdálenosti několika metrů.
  - → Pole může způsobit pohyb kovových implantátů či jiných kovových těles v těle a poškodit elektronické implantáty (pacemakery, kochleární implantáty, …).
  - → Magnetické pole může poškodit elektronická zařízení ve svém okolí a poškodit magnetická média (kreditní karty, disky, …).
- Časově proměnná mag. pole (gradienty) → hluk, stimulace nervů.
- Vysokofrekvenční RF pole → ohřev tkáně, popáleniny, stimulace.
- Hluk → poškození sluchu, bolest hlavy.
- Kryogenní tekutiny (tekutý N, He):
  - → v případě jejich úniku do místnosti dojde k rychlému odpaření a expanze plynu vytěsní z okolí všechen kyslík → riziko udušení.

Rizika

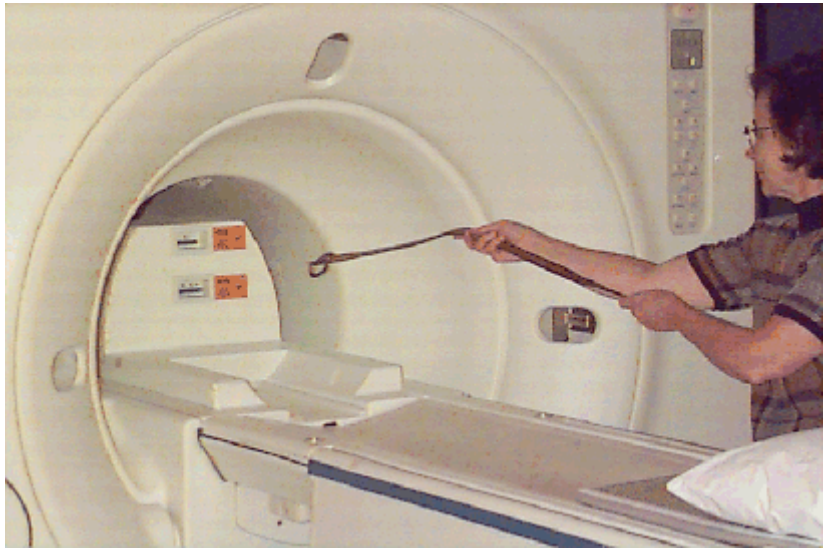
- <u>Kontraindikace:</u>
- Pacienti s kardiostimulátory nebo kochleárními implantáty (u silnějších magnetů **ABSOLUTNÍ** kontraindikace)
- Kovová tělesa v nevhodných místech (oko, mozek) → pohyb kovu
- Menším rizikem jsou jiné kovové materiály v těle nebo na povrchu těla (kloubní náhrady, projektily, šrapnely, zubní výplně, korunky, atd.) → zahřívání, svědění
- Ušní implantáty, naslouchadla
- Velká tetování ve vyšetřované oblasti (kovová barviva)
- První trimestr těhotenství
- Klaustrofobie

Rizika

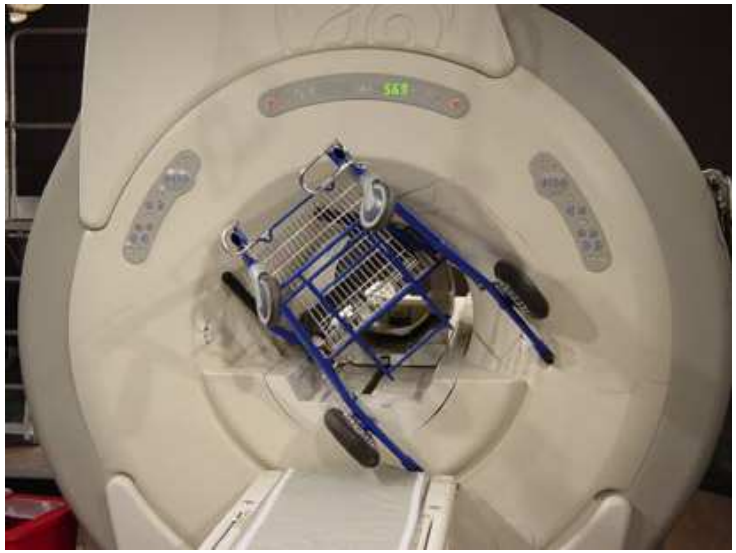
- Limity MRI dle FDA 2003 (U.S. Food and Drug Administration):

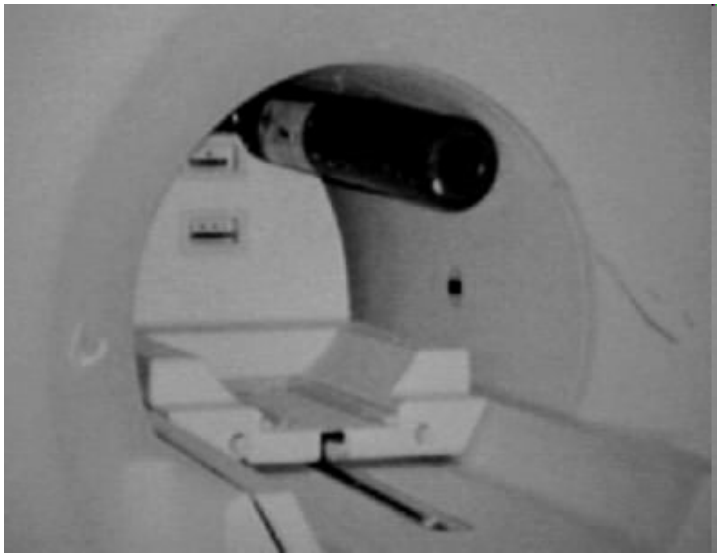
		limit
B_0	novorozenci	4 T
	$>$ 1 měsíc, dospělí	8 T
$\mathrm{d}B/\mathrm{d}t$	žádná bolest, nepříjemný pocit či nervová stimulace	
$\mathrm{d}B/\mathrm{d}z$		
energie	celé tělo, $\geq$ 15 min	4 W/kg
	hlava, $\geq$ 5 min	4 W/kg
	hlava, trup, $\geq$ 5 min	8 W/kg
	končetiny, $\geq$ 5 min	12 W/kg
hluk	špičková hodnota	140 dB
	střední hodnota (RMS), křivka A, ochrana sluchu	99 dBA

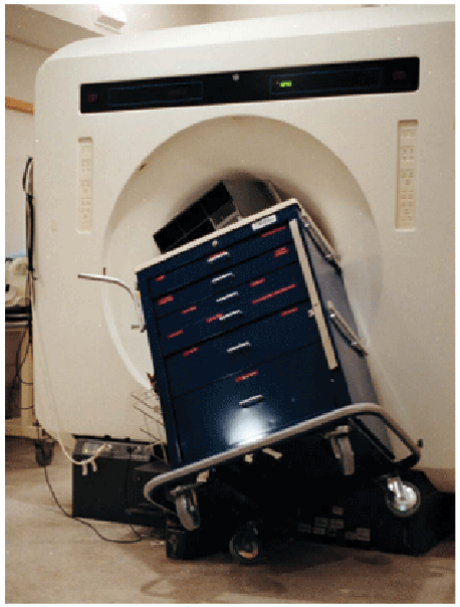
Rizika



Rizika



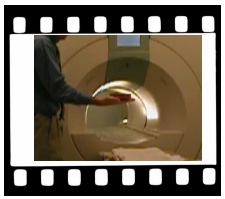




Rizika

MRI kouzlo 1

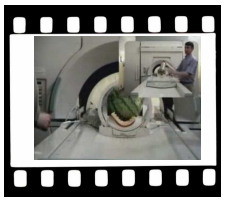
MRI kouzlo 2



Kov v MRI 1

Kov v MRI 2

Síla magnetu MRI



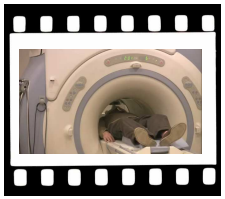
Riziko MRI 1

Riziko MRI 2

O_2 lahev vs MRI

Židle vs MRI

Exploze MRI



Zvuk MRI

Zvuk MRI 1

Zvuk MRI 2

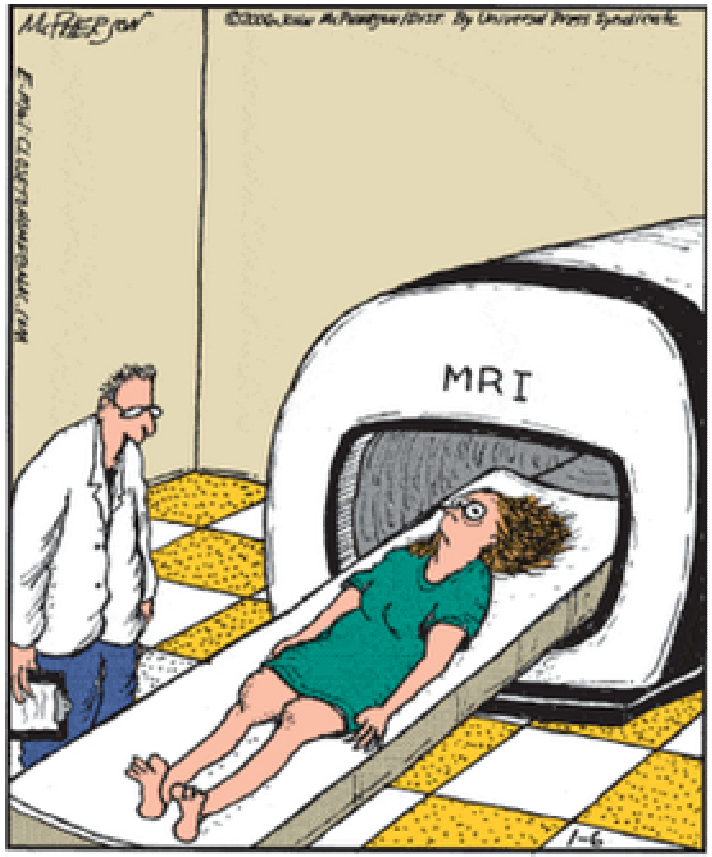
Závěrem

- **Pořizovací cena MRI**: cca od 20 milionů Kč výše.
- **Cena vyšetření**: asi 5 až 8 tisíc Kč.
- **Cena dávky kontrastní látky**: asi 2 tisíce Kč.
- V současnosti je v ČR okolo 50 MRI přístrojů.
- **Délka vyšetření**: cca od 10 do 60 minut.
- **Výrobci MRI**: GE, Siemens, Toshiba, Phillips, Hitachi, Fonar

vyšetření	orientační čas (bez příprav)
mozek	15 minut (s kontrastní látkou 45 min.)
bederní páteř	10 minut (s kontrastní látkou 30 min.)
krční páteř	10 minut (s kontrastní látkou 30 min.)
srdce	30-40 minut
játra	30-60 minut
klouby končetin	40 minut
střeva	30 minut (nutná příprava předem cca 60 min.)

Závěrem

Děkuji za pozornost



"OK, Mrs. Dunn. We'll slide you in there, scan your brain, and see if we can find out why you've been having these spells of claustrophobia."

☺

"Um...Dr. Daly, I think there's something wrong with the MRI."