

# Magnetická rezonance

Biofyzikální ústav LF MU

Projekt FRVŠ 911/2013

# Magnetická rezonance

- **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 některých atomových jader v silném magnetickém poli při interakci s elmag polem.**
- **Pro zobrazování jsou nejvhodnější jádra vodíku  $^1\text{H}$ , ale lze zobrazovat také jádra  $^{13}\text{C}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{23}\text{Na}$  nebo  $^{31}\text{P}$ .**

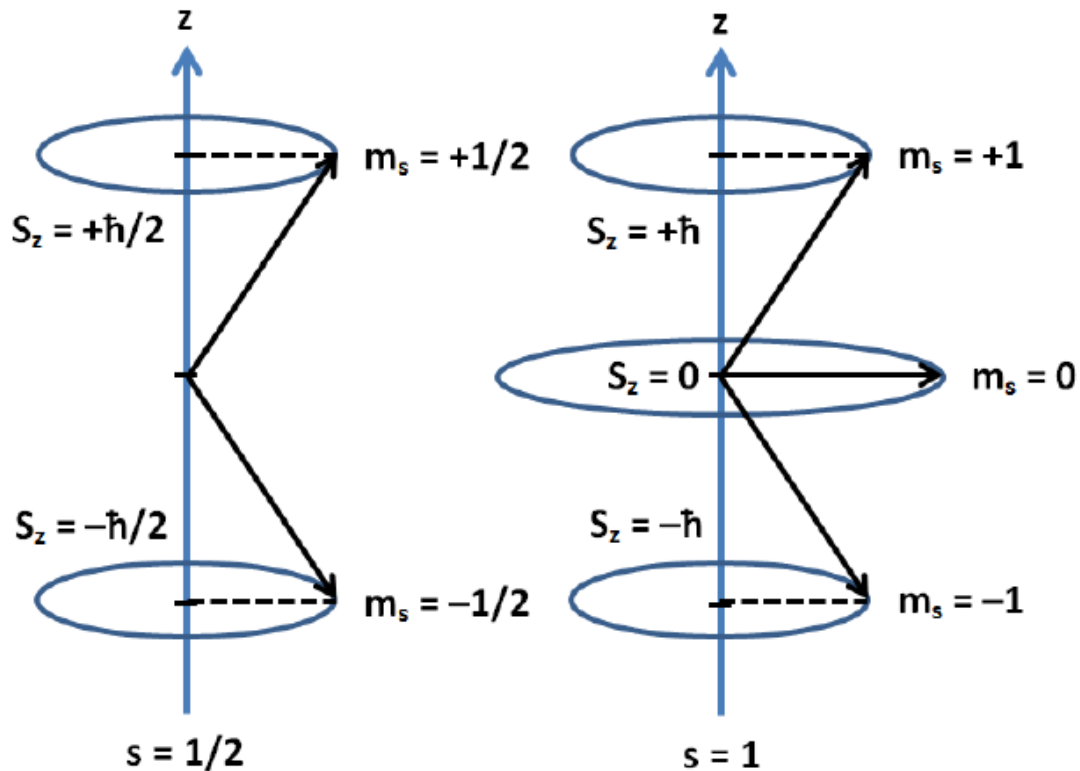
# Spinový moment hybnosti

- **Vlastností každé částice je existence vlastního spinového momentu hybnosti  $S$  (spin), který si lze představit jako míru rotace částice kolem vlastní osy.**
- **Velikost spinu je kvantována a závisí na spinovém kvantovém čísle  $s = 0, 1/2, 1, 3/2, \dots$**
- **Průmět spinu do libovolné osy (např.  $z$ ) závisí na spinovém magnetickém čísle  $m_s = -s, -s+1, \dots, s-1, s$**

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

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

# Spinový moment hybnosti



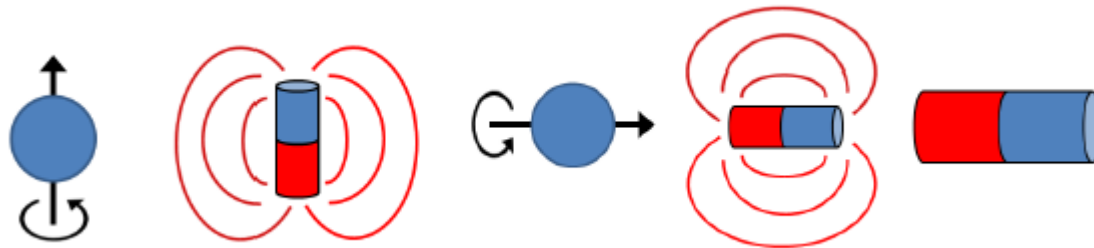
Obrázek 3.1: Spinové momenty hybnosti pro částice se spinovým číslem  $s = 1/2$  (např. proton) a  $s = 1$  (např. foton). Částice se spinovým číslem  $s = 1/2$  mají pouze dvě možné orientace spinu (průmět spinu do osy  $z$  o velikosti  $S_z = \pm\hbar/2$ ). Částice se spinovým číslem  $s = 1$  mají tři možné orientace spinu (průmět spinu do osy  $z$  o velikosti  $S_z = 0$  a  $S_z = \pm\hbar$ ).

# Magnetický dipólový moment

- **Vlivem vnitřní rotace částice se magnetoelektrickou indukcí generuje magnetický dipólový moment  $\mu$ :**

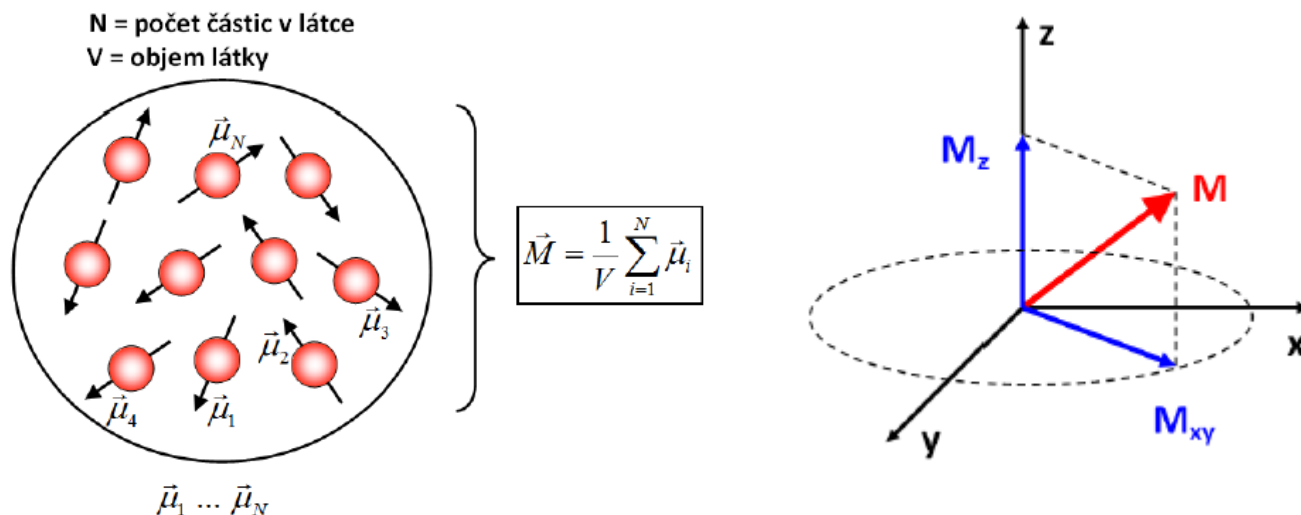
$$\mu = \gamma S \quad \mu_z = \gamma S_z$$

- **Konstantou úměry je tzv. gyromagnetický poměr  $\gamma$ , charakteristický pro každou částici.**
- **Každá částice s nenulovým nábojem a spinem má nenulový také magnetický moment a chová se jako malý magnet, který může být ovlivněn vnějším magnetickým polem.**



# Vektor magnetizace

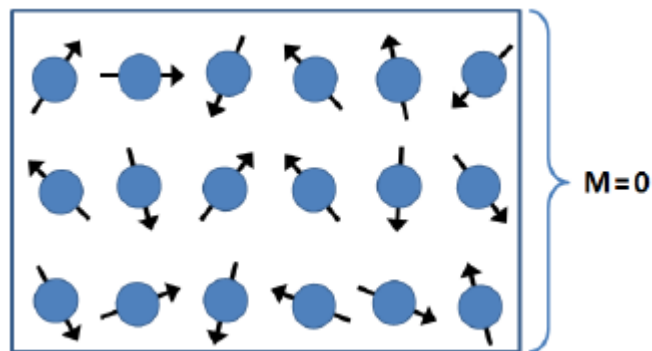
- Každá látka je složena z jednotlivých částic.
- Jestliže má každá částice magnetický moment  $\mu$ , existuje výslednice těchto magnetických momentů, která se označuje jako vektor magnetizace  $M$ .
- Průmět vektoru magnetizace do osy  $z$  se označuje jako longitudinální magnetizace ( $M_z$ ), průmět do roviny  $xy$  jako transverzální magnetizace ( $M_{xy}$ ).



# Chování látky v magnetickém poli

## Látka mimo magnetické pole

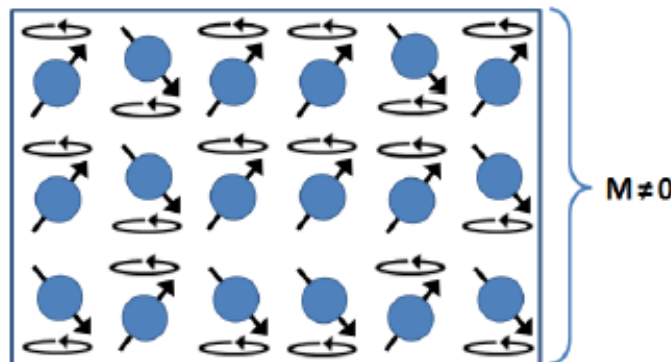
- Pokud jsou částice látky s nenulovým magnetickým momentem  $\mu$  umístěny mimo magnetické pole, jsou jejich vektory díky tepelnému pohybu orientovány náhodně všemi směry se stejnou pravděpodobností.
- Všechny částice mají stejnou energii a celkový magnetický moment látky je roven nule:  $M=0$ .



# Chování látky v magnetickém poli

## Látka v magnetickém poli

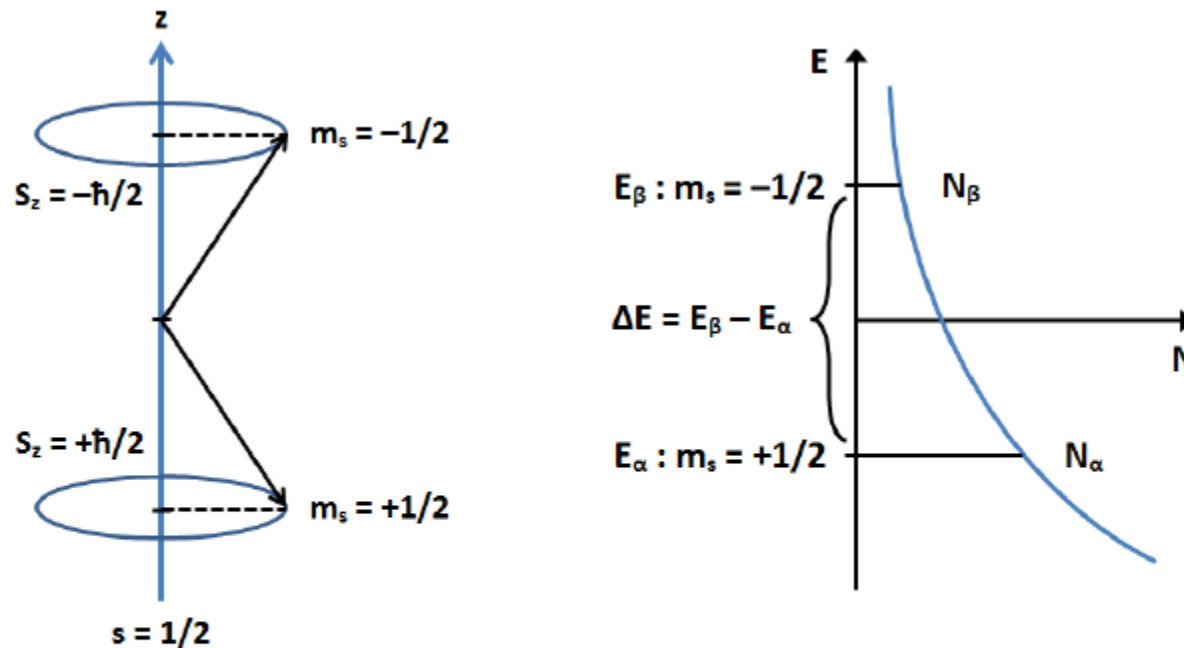
- **Je-li látka v magnetickém poli  $B_0$ , zorientují se magnetické momenty částic ve směru (suhlasná orientace) nebo proti směru (nesuhlasná orientace) indukce vnějšího pole.**
- **V termodynamické rovnováze se více částic nachází v suhlasném směru (nižší E) než v nesuhlasném směru (vyšší E). Dochází k rozštěpení hladin energie.**
- **Rozdíl v obsazenosti energetických hladin se projeví nenulovým vektorem magnetizace ( $M \neq 0$ ) ve směru vnějšího pole  $B_0$ . Velikost M je úměrná indukci  $B_0$ .**





# Chování látky v magnetickém poli

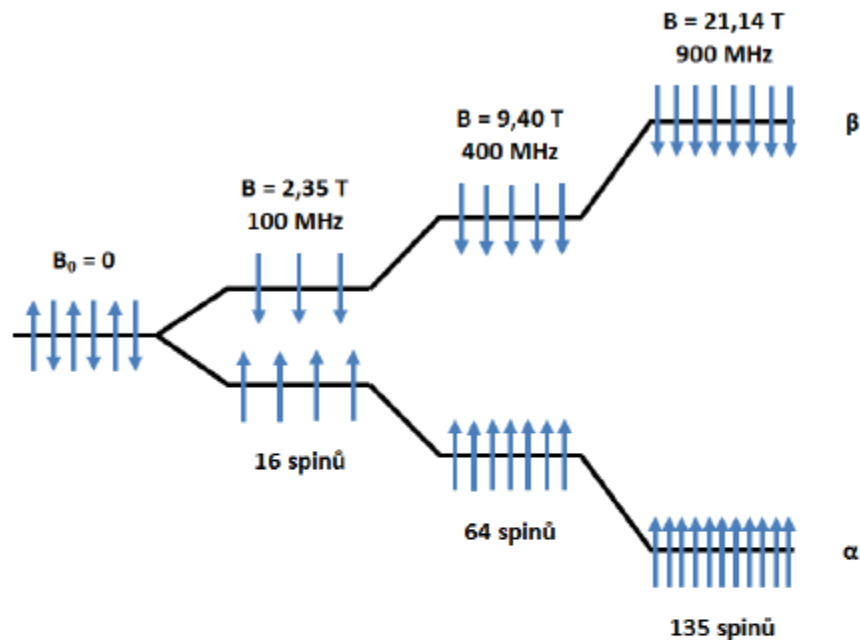
## Látka v magnetickém poli



Obrázek 3.6: Rozštěpení energetických hladin a obsazenost částic na jednotlivých hladinách. Ve stavu s nižší energií se nachází v termodynamické rovnováze více částic látky než ve stavu s vyšší energií.

# Chování látky v magnetickém poli

## Látka v magnetickém poli



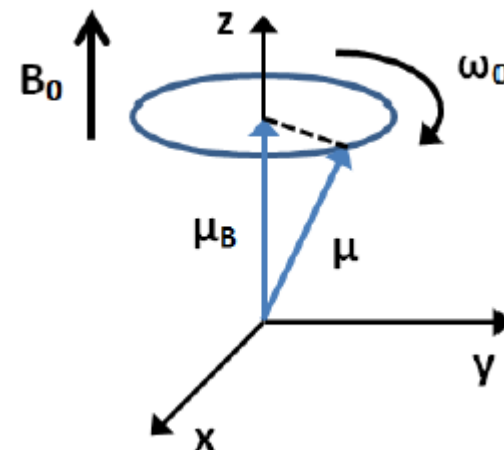
Obrázek 3.7: Obsazenost částic na energetických hladinách závisí na velikosti indukce magnetického pole, ve kterém je látka umístěna. Se zvyšující se indukcí pole roste poměr počtu částic na jednotlivých energetických hladinách. Pro jádra vodíku ( $1H$ ) se při indukci magnetického pole  $B_0 = 2,45 \text{ T}$  na každý milion částic nachází ve stavu s nižší energií o 16 částic více než ve stavu s vyšší energií. Při indukci pole  $B_0 = 9,40 \text{ T}$  je přebytek na nižší hladině energie 64 částic a při indukci pole  $B_0 = 21,14 \text{ T}$  je přebytek 135 částic na každých milion částic látky.

# Chování látky v magnetickém poli

## Precesní pohyb

- **Magnetické momenty částic konají v magnetickém poli tzv. precesní pohyb (opisují plášť kužele).**
- **Pohyb vzniká při každé změně magnetického pole a trvá, dokud se částice v dané poloze neustálí.**
- **Frekvence precese se označuje jako Larmorova frekvence a je úměrná indukci působícího pole ( $B_0$ ) a vlastnostem částic ( $\gamma$ ):**

$$\omega_0 = \gamma B_0$$



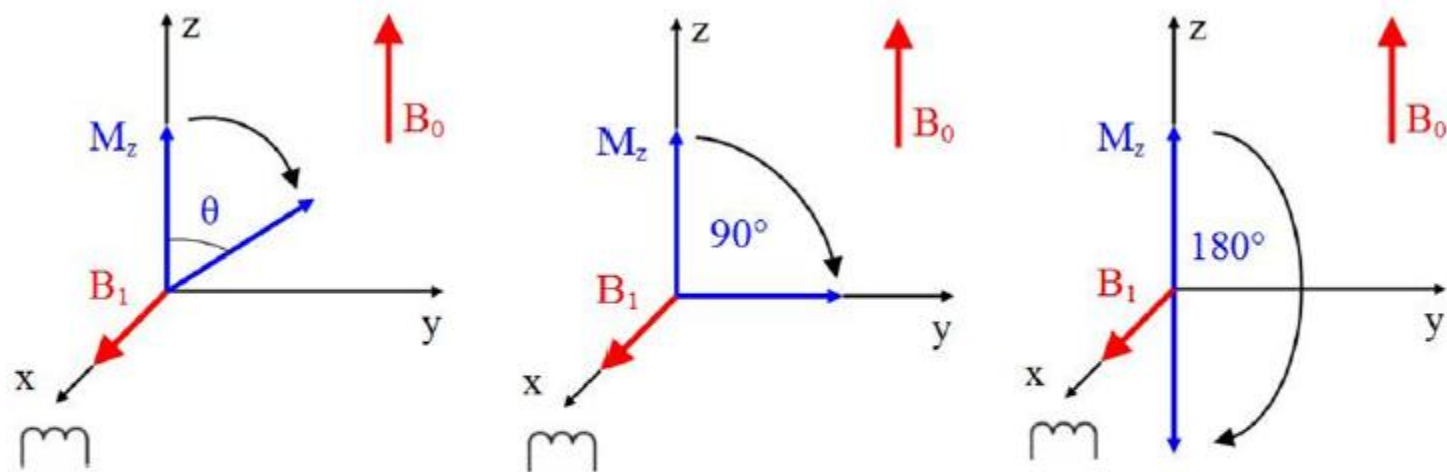
- **Energetický rozdíl mezi stavem s nižší energií (souhlasná orientace) a stavem s vyšší energií (nesouhlasná orientace) je roven:**

$$\Delta E = \hbar\omega_0 = \hbar\gamma B_0$$

- **Mezi oběma stavy mohou částice přecházet:**
  - **Excitace:** Přejchod do stavu s vyšší energií dodáním kvanta energie: např. pulz elmag záření.
  - **Deexcitace:** Přejchod do stavu s nižší energií vyzářením kvanta energie: měřený MRI signál.

- **Vektor magnetizace látky má stejný směr jako vnější magnetické pole (směr osy z). Vektor magnetizace je vnějším polem maskován a nelze jej měřit.**
- **Pro naměření vektoru magnetizace je nutné tento vektor vychýlit z původního směru.**
- **Vychýlení vektoru lze provést pulzem elmag záření s frekvencí  $\omega_0$  (RF pulz), která odpovídá Larmorově frekvenci precesního pohybu částic.**
- **Úhel  $\theta$  vychýlení vektoru je úměrný energii pulzu. Lze aplikovat pulz s různými úhly (nejčastěji  $90^\circ$  a  $180^\circ$ ).**
- **Kromě vychýlení způsobí RF pulz také fázové sladění precesního pohybu všech částic (sfázování).**

# Excitace



Obrázek 3.10: Vychýlení vektoru magnetizace (excitace) RF pulzem.

- **Vychýlený vektor magnetizace se navrácí působením relaxačních mechanismů zpět do rovnovážného stavu (tzv. relaxace), tj. zpět do směru vnějšího pole  $B_0$ .**
- **Návrat vektoru je provázen vyzářením přebytečné energie ve formě elektromagnetického záření, které se detekuje jako MRI signál (tzv. FID).**
  - **Spin-mřížková interakce**  
(relaxace T1, podélná relaxace)
  - **Spin-spinová interakce**  
(relaxace T2, příčná relaxace)

# Deexcitace

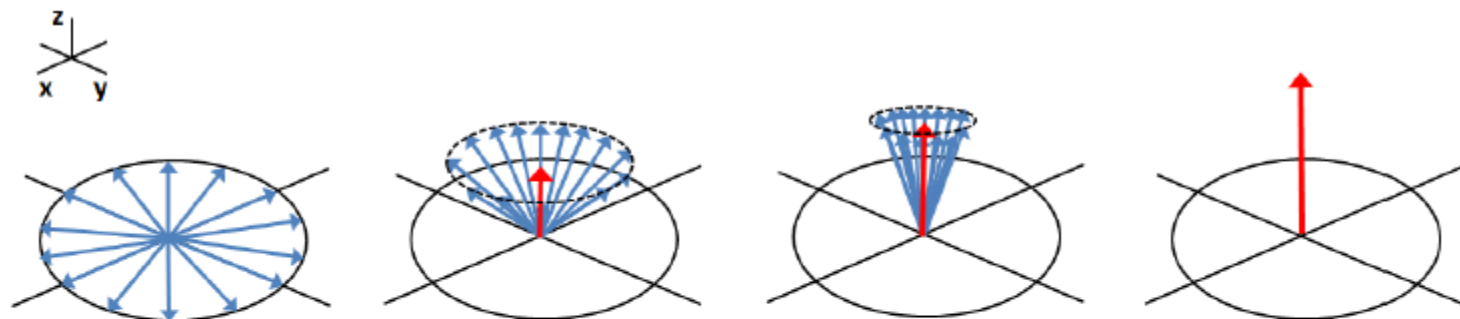
## Spin-mřížková interakce

- **Je způsobena interakcí magnetických momentů částic látky s magnetickým šumem, který je generován tepelným pohybem okolních částic.**
- **Dochází ke ztrátám energie do okolí (do mřížky). Ztráty jsou větší, pokud je frekvence fluktuací blízká Larmorově frekvenci.**
- **Interakce se projevuje návratem vychýleného vektoru magnetizace zpět do směru vnějšího pole.**
- **Rychlost relaxace je popsána konstantou T1, která je definována jako doba potřebná k dosažení 63 % původní velikosti vektoru magnetizace v ose z.**



# Deexcitace

## Spin-mřížková interakce



Obrázek 3.11: Podélná (longitudinální) relaxace způsobuje návrat vychýlených magnetických momentů (modrá) částic látky zpět do osy  $z$  a obnovuje longitudinální složku vektoru magnetizace (červená).

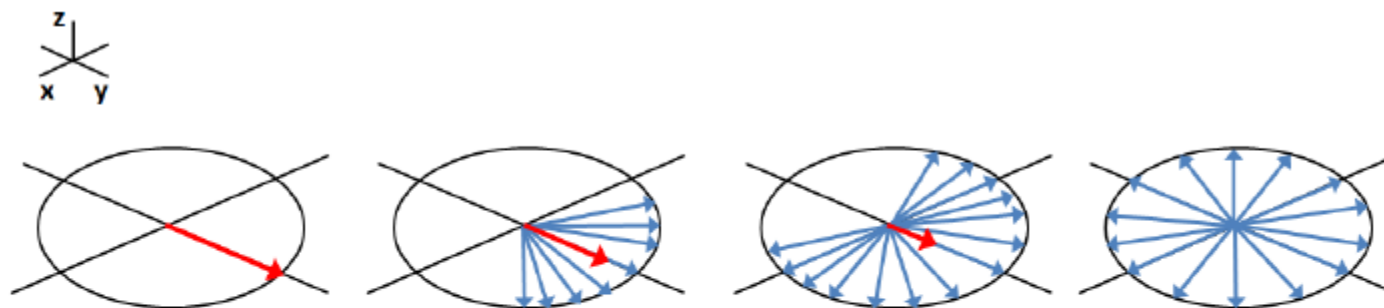
# Deexcitace

## Spin-spinová interakce

- **Je způsobena třemi typy magnetických nehomogenit:**
  - **Vnitřní (T2):** magnetický šum okolních částic
  - **Vnější (T3):**  $\Delta B_0$
  - **Nehomogenity gradientních polí (G)**
- **Společné působení T2 a T3 definuje T2\* relaxaci, současné působení G vede k definici T2\*\* relaxace.**
- **Interakce se projevuje ztrátou soufázovosti precesního pohybu částic a vede k zániku složky vektoru magnetizace v rovině xy.**
- **Rychlost relaxace je popsána konstantou T2, která je definována jako doba potřebná k dosažení 37 % původní velikosti vektoru magnetizace v rovině xy.**

# Deexcitace

## Spin-spinová interakce

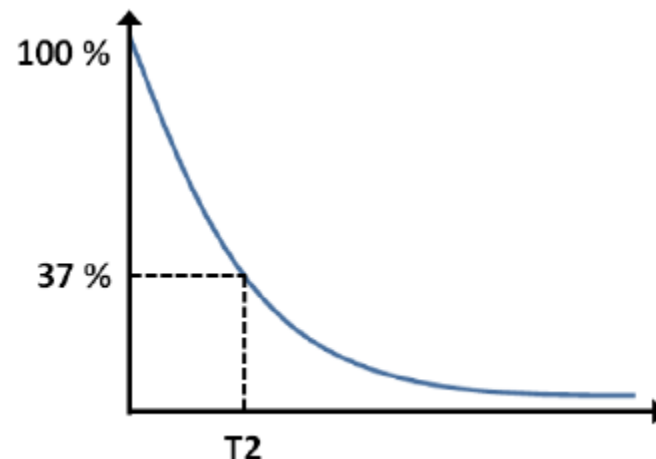
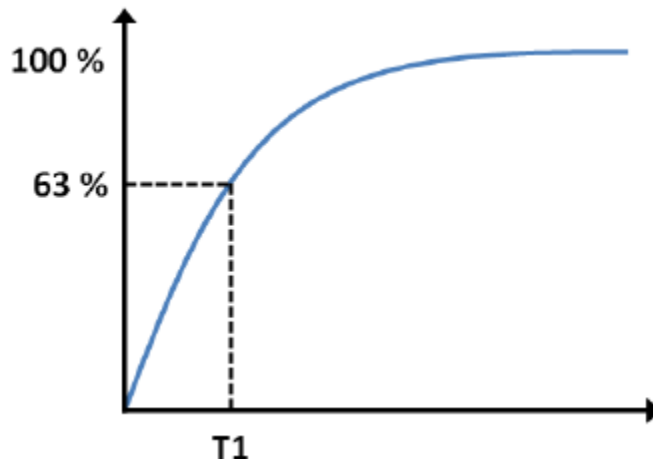


Obrázek 3.13: Příčná (transverzální) relaxace způsobuje ztrátu soufázovosti precesního pohybu magnetických momentů (modrá) částic látky a vede k zániku transverzální složky vektoru magnetizace v rovině  $xy$  (červená).

# Deexcitace

## Celková relaxace

- **Nastává současným uplatněním T1 i T2 relaxací.**
- **Relaxační jev T1 se projevuje návratem systému do termodynamické rovnováhy ( $M \rightarrow M_z$ ).**
- **Relaxační jev T2 se projevuje ztrátou soufázovosti a zánikem vektoru magnetizace v rovině xy ( $M_{xy} \rightarrow 0$ ).**
- **Obě relaxace působí na soustavu současně. Relaxace T2 probíhá rychleji než relaxace T1 ( $T2 < T1$ ).**



# Deexcitace

## Celková relaxace

Tabulka 3.2: Relaxační časy T1 a T2 některých biologických tkání pro  $B_0 = 1,5 T$ .

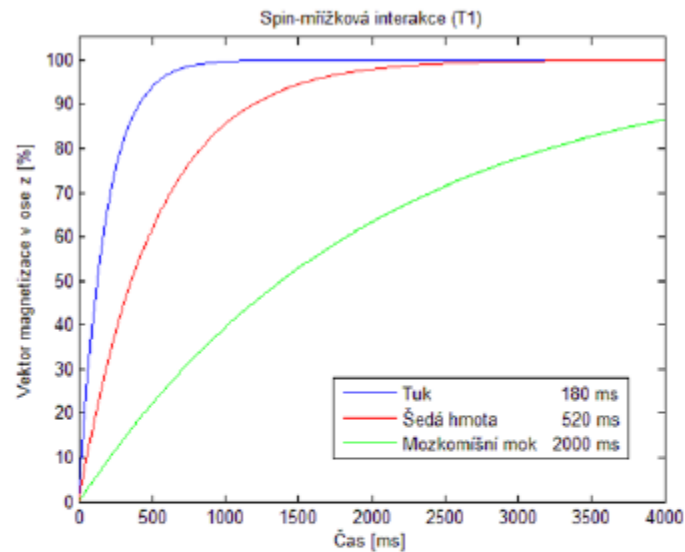
Zdroj: [https://en.wikipedia.org/wiki/Relaxation\\_\(NMR\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Relaxation_(NMR)).

Tkáň	T1 (ms)	T2 (ms)
Tuk	240-250	60-80
Krev (deoxygenovaná)	1350	50
Krev (oxygenovaná)	1350	200
Mozkomíšní tekutina (podobné čisté vodě)	4200-4500	2100-2300
Sedá hmota mozku	920	100
Bílá hmota mozku	780	90
Játra	490	40
Ledviny	650	60-75
Svaly	860-900	50

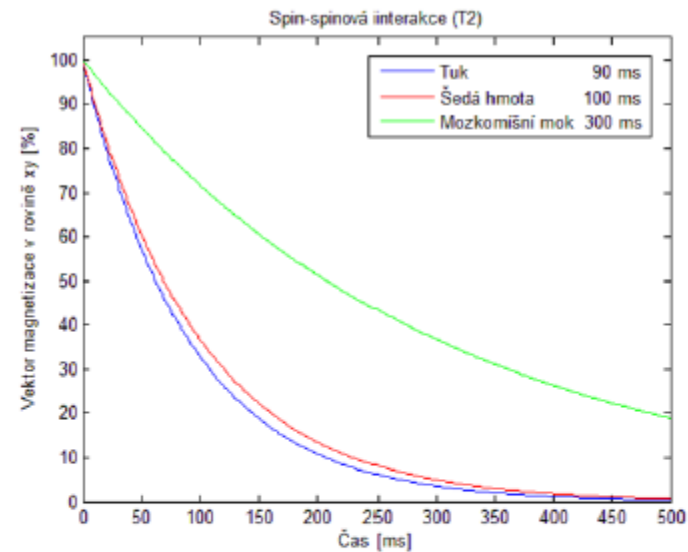
# Kontrastní látky

- **Naměřený signál lze zesílit aplikací MRI kontrastní látky do těla pacienta.**
- **Paramagnetické látky (sloučeniny Gd, Mn nebo Fe), polarizované plyny (He, Xe) nebo voda.**
- **Sloučeniny kovů se pro aplikaci chemicky vážou k vhodným látkám (nosičům), které jsou specificky vychytávány pouze určitými tkáněmi.**
- **Kontrastní látky mají značně odlišnou Larmorovu frekvenci a ovlivňují relaxační časy T1 a T2.**

# Kontrastní látky



(a)



(b)

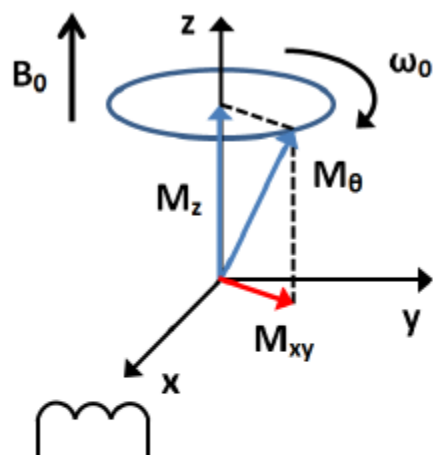
Obrázek 3.14: (a) Relaxační časy T1 a (b) relaxační časy T2 tukové tkáně, šedé hmoty mozku a mozkomíšního moku. Zatímco relaxační časy T1 těchto tří tkání jsou značně odlišné, při zobrazení T2 relaxačního času není v MRI obraze možné rozlišit signály od tukové tkáně a šedé hmoty mozku, protože obě tkáně mají téměř shodné T2 časy.

# Detekce signálu

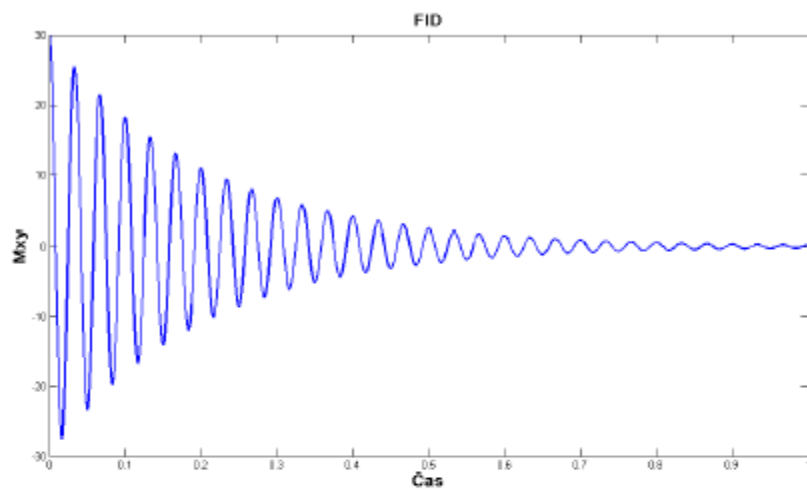
- **Po aplikaci vhodného RF pulzu (např.  $90^\circ$ ) se vektor magnetizace překlopí do roviny  $xy$ .**
- **Transverzální složka vektoru je nenulová a není maskována vnějším magnetickým polem.**
- **Umístíme-li do roviny  $xy$  přijímací cívku, potom se v ní díky precesi vektoru magnetizace  $M_{xy}$  indukuje střídavý proud s Larmorovou frekvencí  $\omega_0$ , tzv. volně indukovaný signál (Free Induction Decay – FID).**
- **FID signál má dvě komponenty**
  - harmonický signál
  - exponenciální útlum



# Detekce signálu



(a)



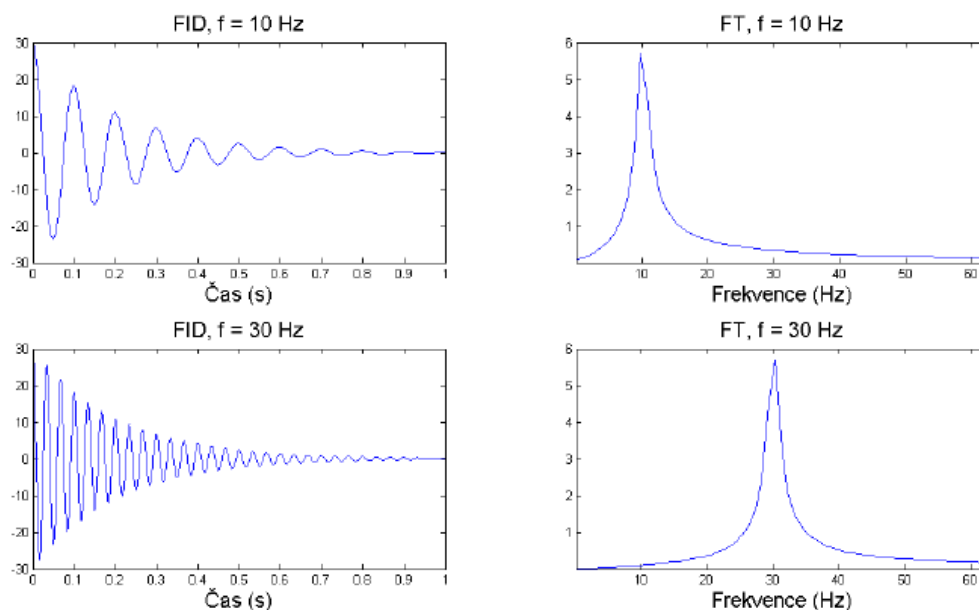
(b)

Obrázek 3.16: (a) Umístíme-li do roviny  $xy$  přijímací cívku, potom se v ní začne po skončení RF pulzu vlivem precesního pohybu vektoru magnetizace  $M_{xy}$  generovat magnetoelektrickou indukcí střídavý proud s Larmorovou frekvencí  $f_0$ . (b) Volně indukovaný signál (FID) je složený ze dvou komponent.

# Detekce signálu

## Fourierova transformace

- Abychom zjistili, jaké (Larmorovy) frekvence jsou v signálu obsaženy, použijeme Fourierovu transformaci.**



Obrázek 3.17: Dva různé FID signály s frekvencí 10 Hz a 30 Hz (vlevo) a jejich frekvenční spektrum po Fourierově transformaci (vpravo). Ve frekvenčním spektru signálů nalezneme píky na těch frekvencích, které jsou obsaženy ve FID signálu.

# Poziční kódování

- **Samotné měření FID signálu ovšem k rekonstrukci MRI obrazu nestačí, protože neznáme přesnou pozici ve scéně, kde signál vznikl a odkud byl vyzářen.**
- **K určení pozice zdroje signálu slouží poziční kódování. Je realizováno třemi cívkami, které generují gradientní magnetická pole  $G_x$ ,  $G_y$  a  $G_z$ .**
- **Magnetické gradienty se superponují přes hlavní magnetické pole  $B_0$  a řízeně narušují jeho homogenitu.**
- **Gradient  $G_z$  slouží k výběru tomoroviny, gradienty  $G_x$  a  $G_y$  určují pozici voxelu ve zvolené tomorovině.**

# Poziční kódování

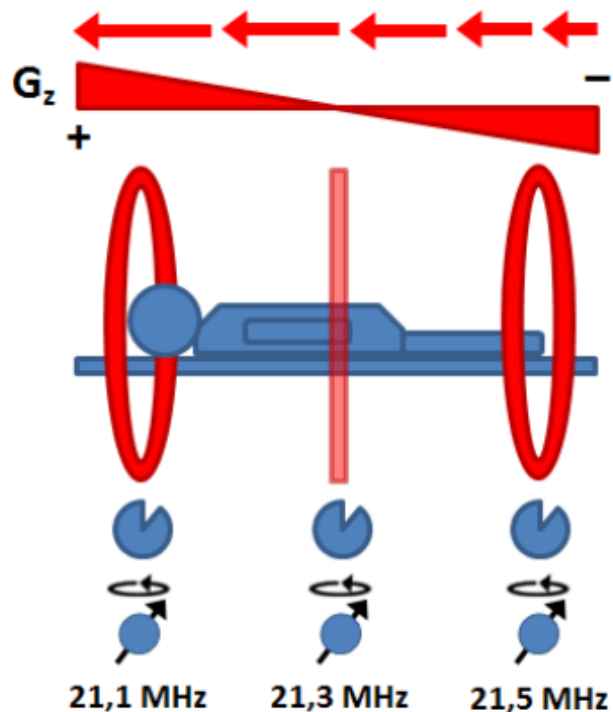
## Gradient $G_z$ (výběr tomoroviny)

- **Působí ve směru vnějšího magnetického pole  $B_0$ .**
- **Změna magnetického pole ovlivňuje Larmorovu frekvenci precesního pohybu částic. Při aplikaci RF pulzu o příslušné frekvenci pak rezonují pouze jádra v jedné tomorovině.**
- **Šířka zvolené tomoroviny  $\Delta z$  je úměrná velikosti gradientu  $G_z$  a šířce pásma budícího RF pulzu  $\Delta\omega$ , která souvisí s délkou jeho trvání:**

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

# Poziční kódování

## Gradient $G_z$ (výběr tomoroviny)



Obrázek 3.18: Změna magnetického pole  $B_0$  vlivem gradientního pole  $G_z$  ovlivňuje Larmorovu frekvenci precesního pohybu částic. V každé tomorovině konají stejné částice precesní pohyb s pozměněnou Larmorovou frekvencí, podle velikosti gradientního pole. Při aplikaci RF pulzu o příslušné frekvenci potom mohou rezonovat pouze částice v místě s odpovídající velikostí magnetického pole  $B_0 + G_z$  (zvolená tomorovina).

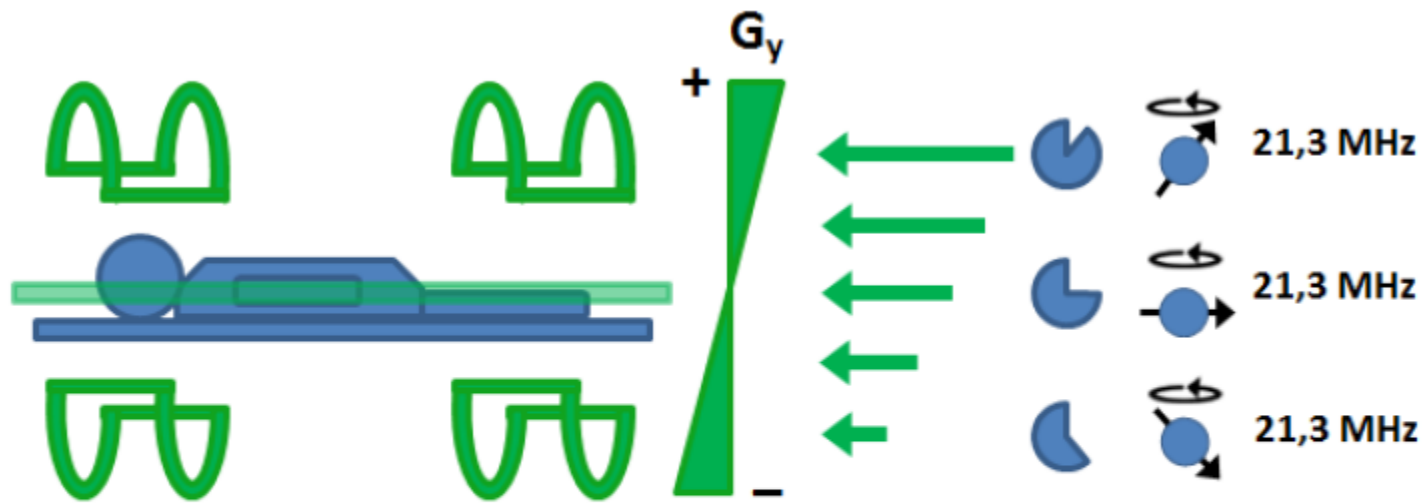
# Poziční kódování

## Gradient $G_y$ (fázové kódování)

- **Pokud ke gradientu  $G_z$  přidáme na krátký okamžik gradient  $G_y$ , budou jádra na pozicích s vyšší hodnotou  $G_y$  konat precesní pohyb rychleji než jádra na pozicích s nižším  $G_y$ .**
- **Po vypnutí gradientu  $G_y$  se Larmorova frekvence precese jader sjednotí, ale fáze precese jader bude rozdílná (tzv. fázové kódování).**

# Poziční kódování

## Gradient $G_y$ (fázové kódování)



Obrázek 3.19: Částice na pozicích s vyšší hodnotou  $G_y$  precesují s vyšší Larmorovou frekvencí než jádra na pozicích s nižší hodnotou  $G_y$ . Po vypnutí gradientu  $G_y$  se Larmorova frekvence precesního pohybu částic opět sjednotí, ale fáze precese částic zůstane rozdílná.

# Poziční kódování

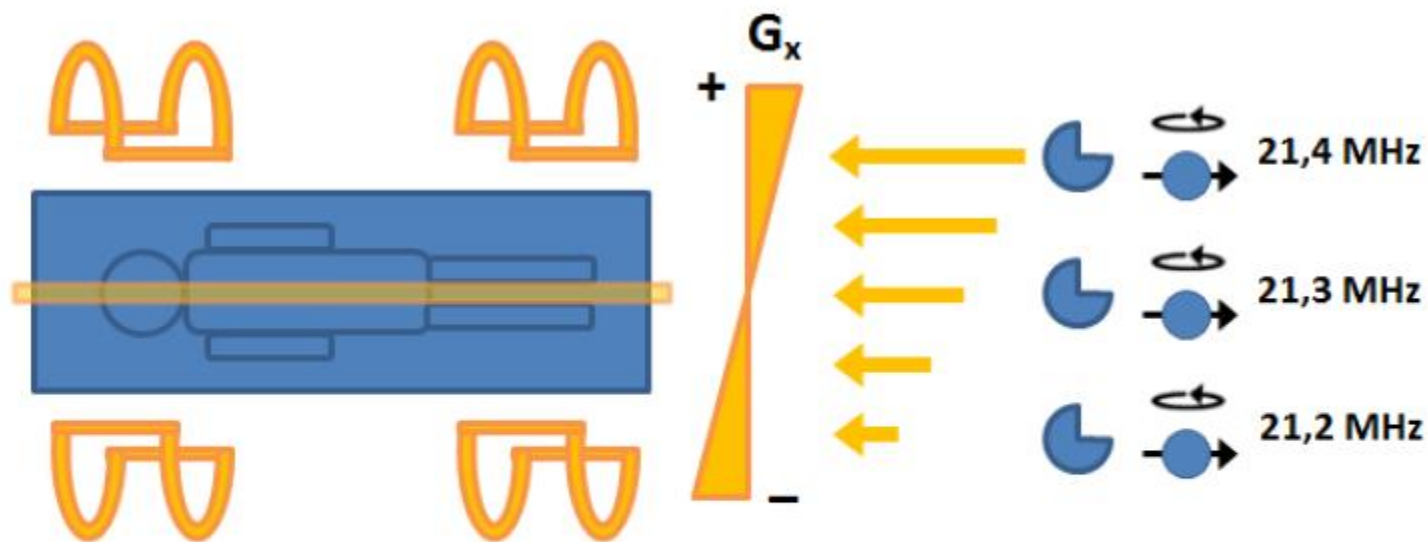
## Gradient $G_x$ (frekvenční kódování)

- **Kódování pozice ve směru osy x zajistíme přidáním třetího gradientního pole  $G_x$ .**
- **Aplikací gradientu  $G_x$  se změní Larmorova frekvence precesního pohybu jader na různých pozicích ve směru osy x.**
- **Při aplikaci RF pulzu o příslušné frekvenci pak rezonují pouze jádra v určité poloze na ose x (tzv. frekvenční kódování).**



# Poziční kódování

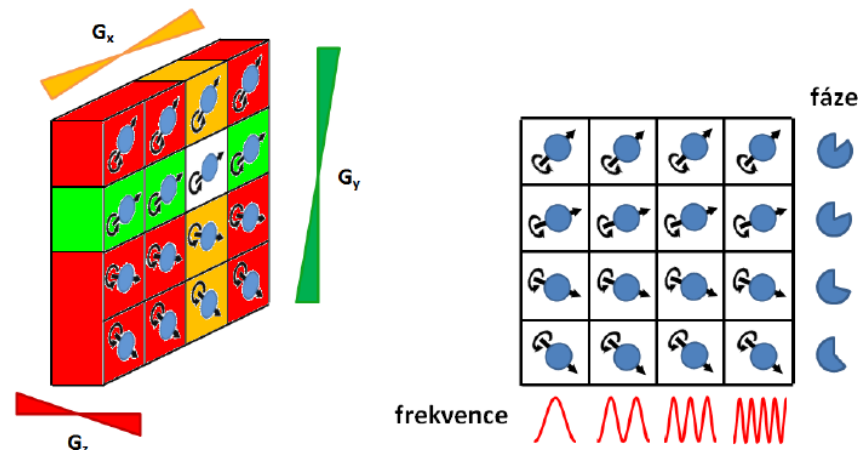
## Gradient $G_x$ (frekvenční kódování)



Obrázek 3.20: Aplikací gradientu  $G_x$  dosáhneme změny Larmorovy frekvence precesního pohybu částic na různých pozicích ve směru osy  $x$ .

# Poziční kódování

- Aplikací všech gradientních polí  $G_x$ ,  $G_y$  a  $G_z$  získáme konkrétní pozici  $[x,y,z]$ , ze které přichází signál.
- Pozice voxelu je popsána jeho fází a frekvencí.
- Tomovrstva  $G_z$  je maticí (tzv. k-prostor), kde  $G_y$  tvoří řádky stejné fáze a  $G_x$  sloupce stejné frekvence.
- Výběr jiné tomovrstvy lze provést změnou frekvence RF pulzu nebo změnou polohy gradientu  $G_z$ .

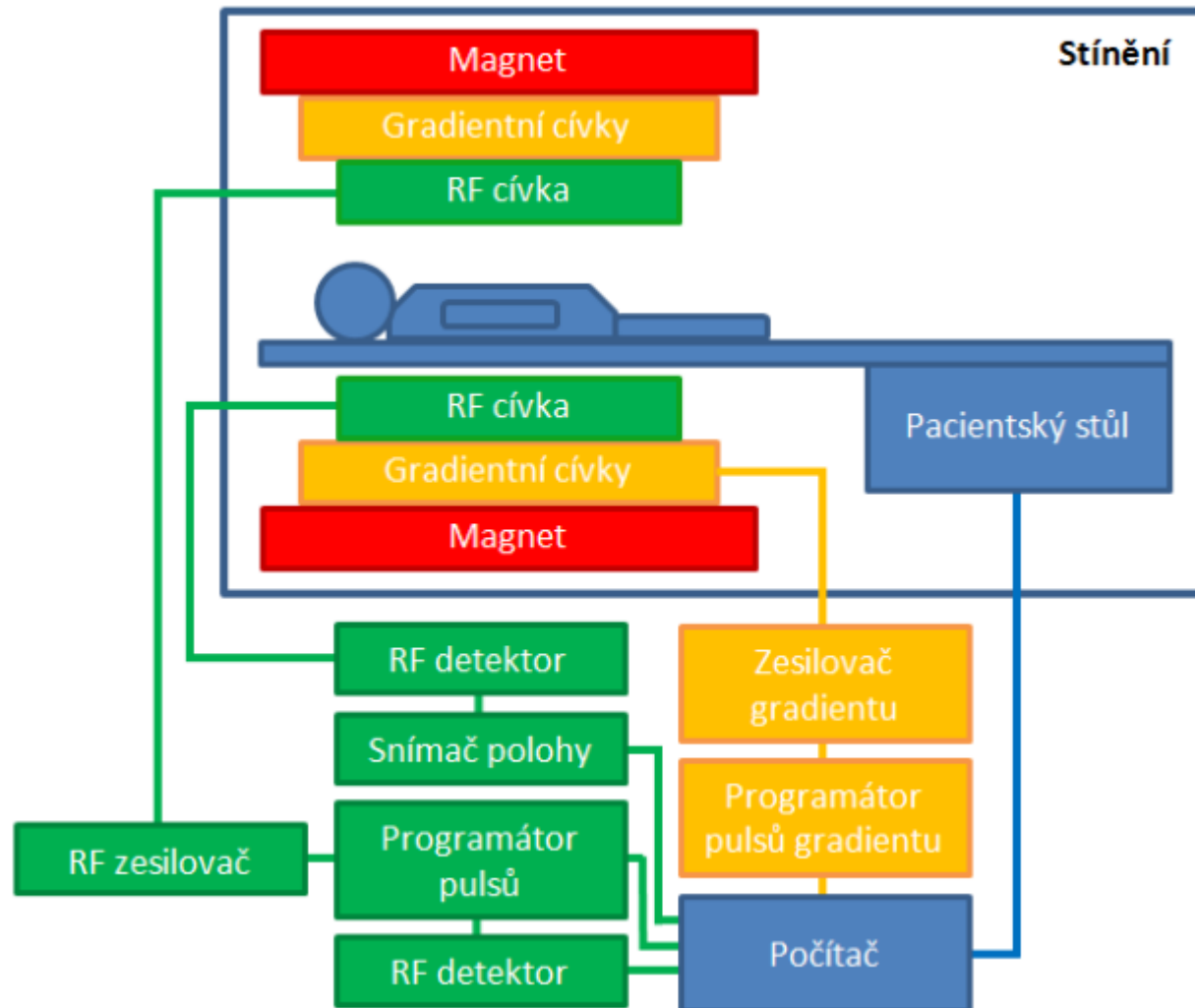


- **Cílem rekonstrukce obrazu je z naměřených signálů vytvořit výsledný MRI obraz.**
  - **Projekčně rekonstrukční metoda:** Vychází z principu CT rekonstrukce obrazu a využívá Radonovy transformace a algoritmu filtrované zpětné projekce. U současných MRI systémů se nepoužívá.
  - **Fourierova rekonstrukční metoda:** Vychází z myšlenky kódování pozice pomocí frekvence a fáze.

# Váhování obrazu

- **Vlastnosti MRI obrazu určuje volba budící sekvence.**
- **Nepoužívají se jednotlivé RF pulzy, ale periodicky se opakující sekvence tvořené více různými RF pulzy.**
- **Každá sekvence má svoje výhody i nevýhody a jejich použití je specifické pro každý typ MRI vyšetření.**
- **Vhodnou volbou, opakováním a časováním budících pulzů a magnetických gradientů lze výsledný obraz tzv. váhovat požadovaným parametrem:**
  - Hustota protonových jader (PD)
  - Relaxační doba T1 nebo T2
  - Průtok jader (MR Angiografie)
  - Okysličení tkáně (funkční MRI)
  - Difuze jader

# Konstrukce MRI přístroje



# Konstrukce MRI přístroje

## Hlavní magnet

- **Vytváří homogenní magnetické pole  $B_0$ .**
- **Vlastnosti magnetu ovlivňují měření a kvalitu obrazu.**
- **Používají se magnety o indukci 1,5 nebo 3 T, ale objevují se také magnety 7 nebo 9 T. Pro NMR spektroskopii jsou nutné silnější magnety ( $>20$  T).**
  - Permanentní
  - Rezistivní (elektromagnet)
  - Supravodivý

# Konstrukce MRI přístroje

- **Gradientní systém (gradientní cívky)**
  - Generuje gradientní magnetické pole  $G_x$ ,  $G_y$  a  $G_z$
- **Radiofrekvenční systém (vysílač, přijímač)**
  - Vytváří RF pulzy pro překlopení vektoru magnetizace
  - Zaznamenává signály při relaxaci
- **Radiofrekvenční a magnetické stínění**
  - Stínění, které je součástí MR přístroje
  - Stínění místnosti proti vnějšímu elmag rušení
- **Počítačový systém**
  - Zajišťuje výpočty, zobrazení, ovládání a nastavování parametrů skenování

Tabulka 3.4: Délka různých MRI vyšetření.

Zdroj: [http://radiologieplzen.eu/?page\\_id=41](http://radiologieplzen.eu/?page_id=41).

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



# MRI vyšetření

## Nebiologické materiály

- **Nebiologické materiály v těle pacienta mohou při MRI vyšetření způsobovat značné problémy.**
- **Možná rizika poškození pacienta nebo vzniku obrazových artefaktu.**
- **Vznik komplikací a míra jejich účinku závisí na typu materiálu a jeho elektromagnetických.**
- **Magnetické vlastnosti ovlivňují chování látky v přítomnosti magnetického pole.**
  - Diamagnetické látky
  - Paramagnetické látky
  - Feromagnetické látky

# MRI vyšetření

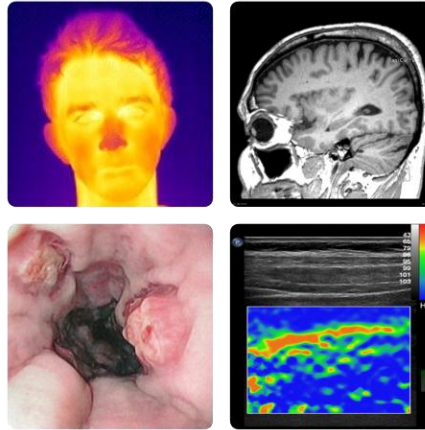
## Nebiologické materiály

- **Zejména feromagnetické materiály v těle mohou být nebezpečné z důvodu pohybu a vibrací, které mohou vést k dislokaci materiálu a poškození okolních tkání.**
- **V látkách schopných vést elektricky proud se mohou indukovat elektrické proudy.**
- **Nenulový elektrický odpor vodičů potom způsobuje ztráty elektrické energie v teplo. Zahřívání kovových materiálů může vést až k e vzniku popálenin.**
- **U elektronických přístrojů v těle (např. kardiostimulátory) může dojít vlivem indukovaných proudů k poškození samotného přístroje.**
- **Vývoj MR kompatibilních materiálů.**

- **Silná magnetická pole:**
  - Závratě, nevolnost, zvýšený tep, indukované proudy
  - Pohyb kovových předmětů
  - Poškození elektronických zařízení a pamětí
- **Proměnná magnetická pole (gradienty)**
  - Hluk, stimulace nervů
- **Vysokofrekvenční RF pole**
  - Ohřev tkáně, popáleniny, stimulace nervů
- **Kryogenní tekutiny**
  - Riziko udušení
- **Hluk**
  - Poškození sluchu, bolest hlavy

# Kontraindikace

- **Pacienti s kardiostimulátory nebo kochleárnými implantáty (ABSOLUTNÍ kontraindikace)**
- **Kovová tělesa v nevhodných místech (oko, mozek)**
- **Kovové materiály v těle nebo na povrchu těla**
- **Ušní implantáty, naslouchadla**
- **Velká tetování ve vyšetřované oblasti**
- **První trimestr těhotenství**
- **Klaustrofobie**



**Děkuji za pozornost !**