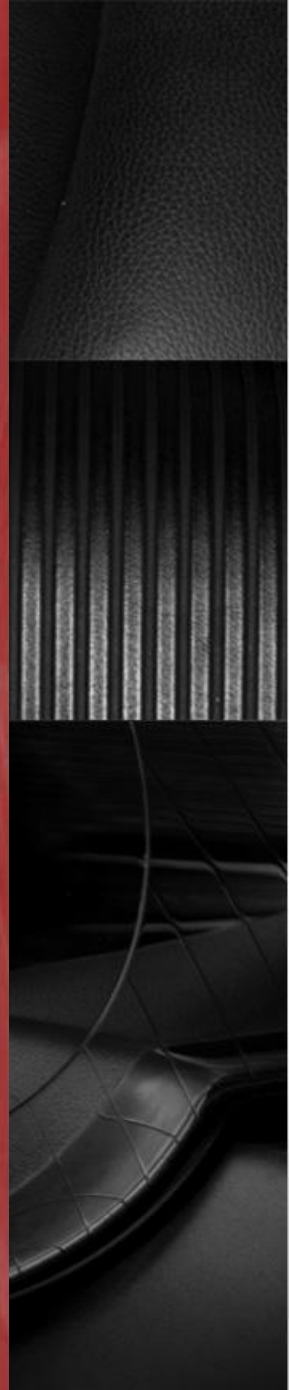


Nukleární magnetická rezonance

Biofyzika





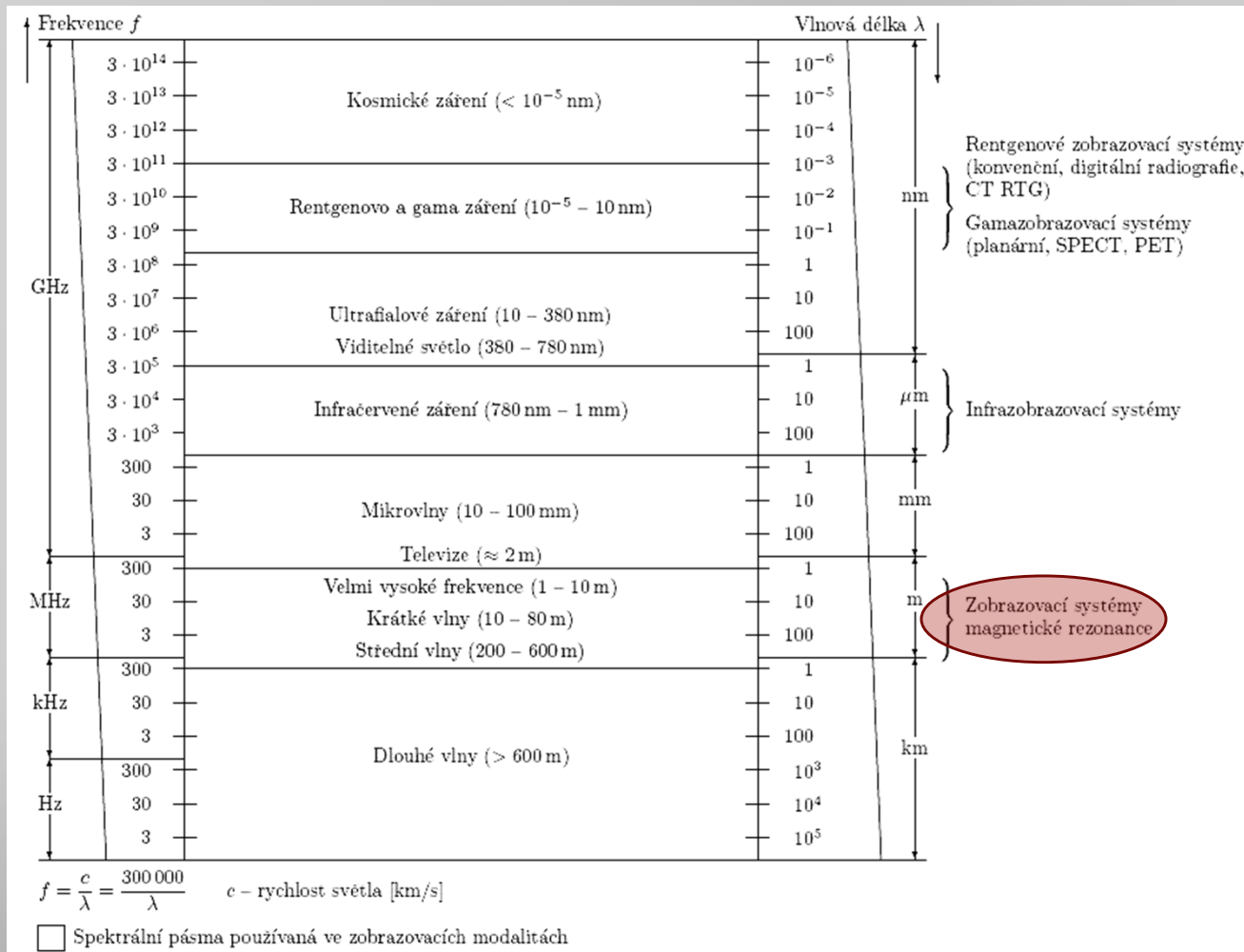
Co to je?

- **Nukleární** – týká se jader atomů (NEPOUŽÍVÁ IONIZUJÍCÍ ZÁŘENÍ!!!)
- **Magnetická** – využívá magnetických vlastností atomových jader a ke své činnosti potřebuje silné homogenní magnetické pole
- **Rezonance** – jádra jsou vybudena určitým RF (radiofrekvenčním) signálem, který má rezonanční frekvenci jader

K čemu se to používá?

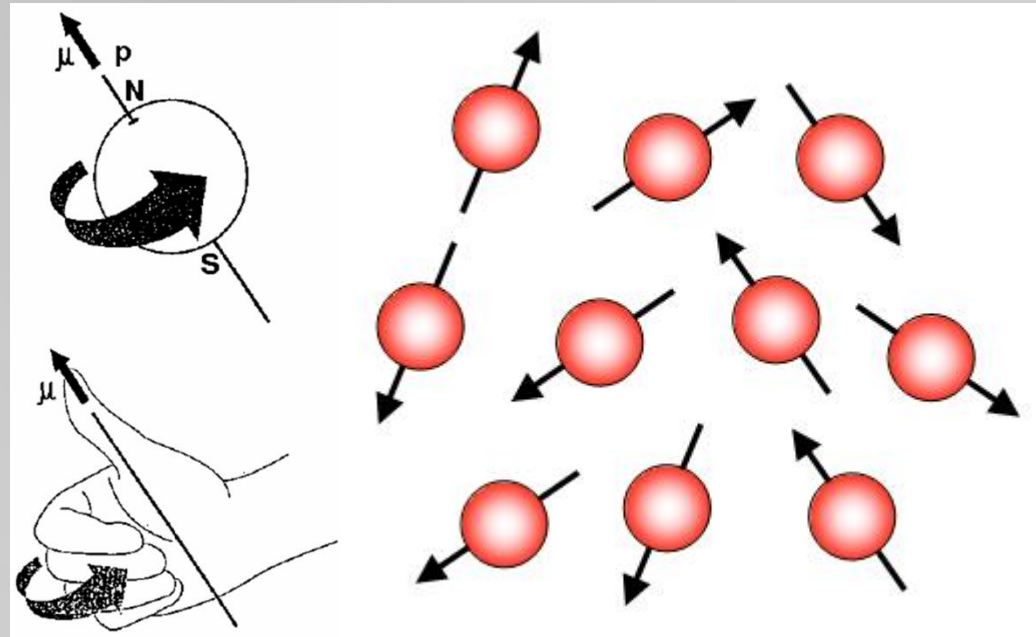
- Zobrazení vnitřních orgánů v těle
 - Detekuje koncentraci vodíkových jader (vodík -> voda) => orgány s velkou koncentrací vody lze dobře zobrazit, nelze použít na kosti (obsahují minimum vody)
- Magnetické vlastnosti jader jsou závislé i na chemických vazbách, lze tedy využít pro funkční vyšetření
 - Funkční magnetická rezonance – vyšetření pochodů v mozku při zpracování informace
 - Vyšetření s pomocí kontrastních látek (gadolinium)
- Kontraindikace
 - Kardiostimulátory (především vyrobeny před rokem 2000), ale existují i MRI kompatibilní
 - Kovová tělesa z feromagnetického materiálu
 - První trimestr těhotenství
 - Ušní implantáty, naslouchadla
 - Velká tetování ve vyšetřovaných oblastech
 - klaustrofobie

Použití záření



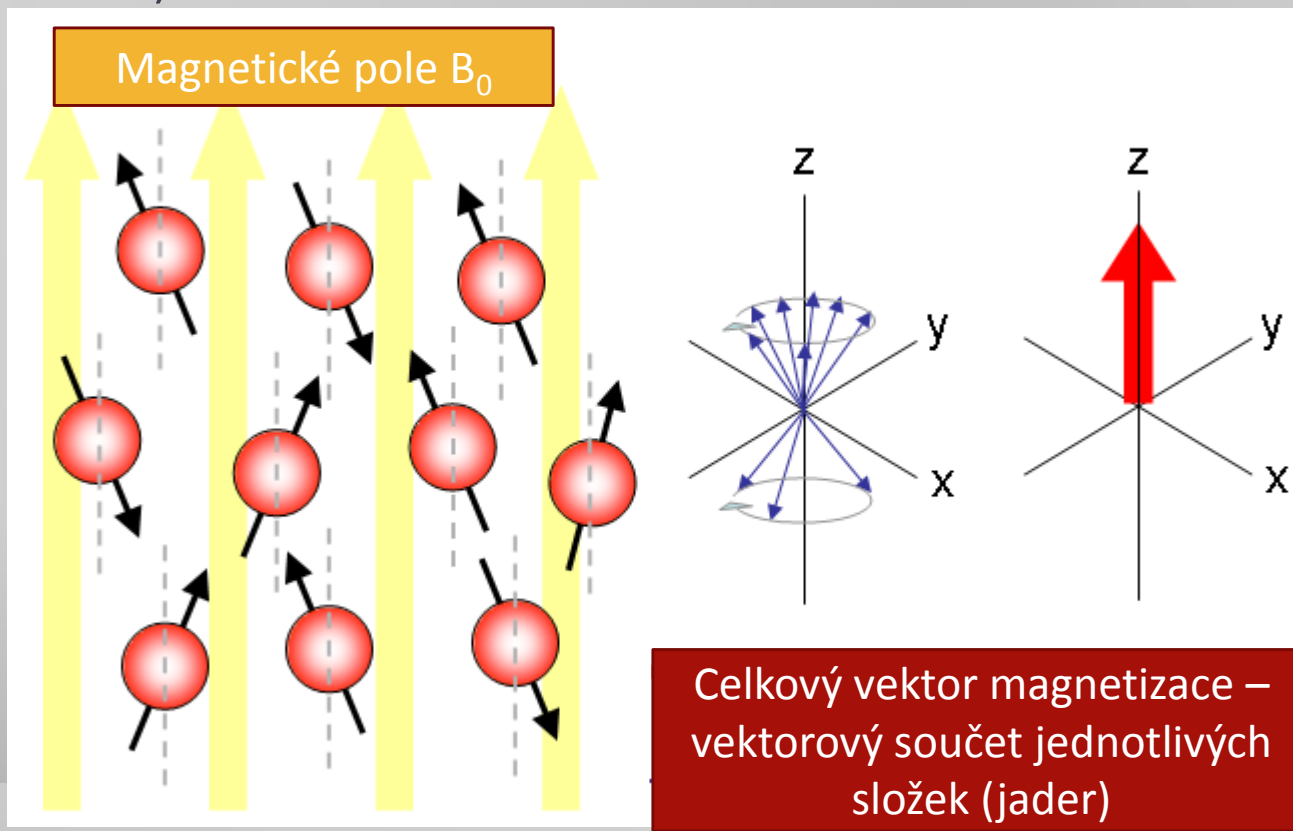
Princip jevu magnetické rezonance

- Atomová jádra rotují (jádra vodíku) -> generují magnetické pole (směr vektoru magnetického momentu se řídí pravidlem pravé ruky)
- Orientace vektorů magnetizace bez vnějšího magnetického pole je náhodná – výsledný moment je nulový



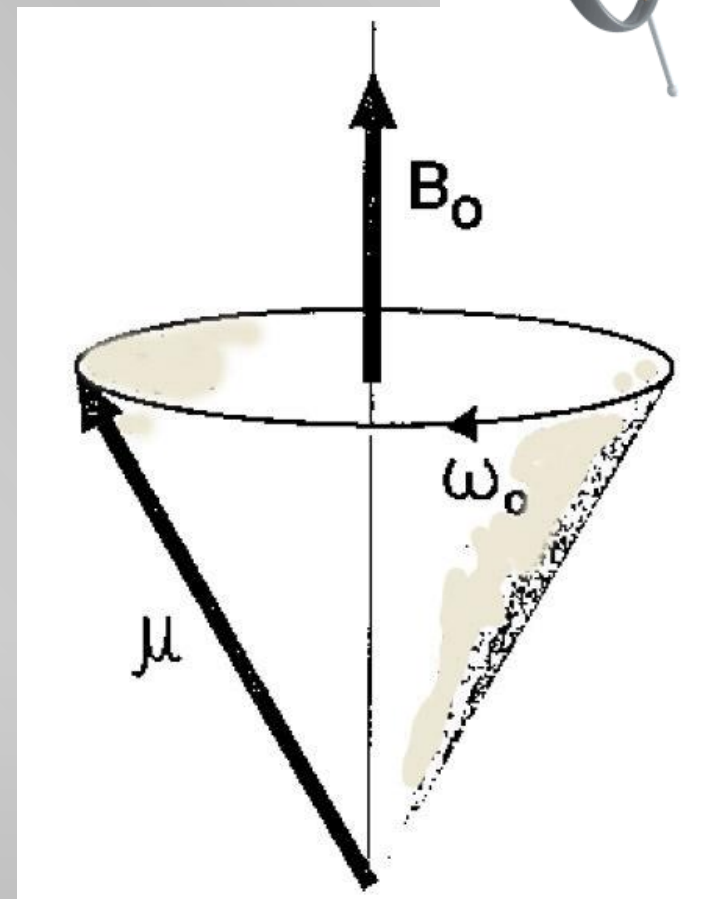
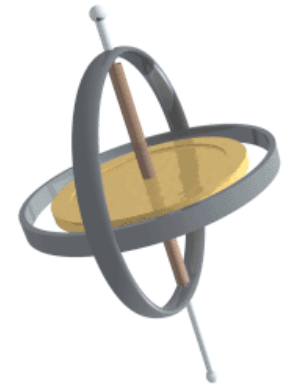
Rotující jádra v homogením magnetickém poli B_0

- Umístěním do homogenního magnetického pole B_0 dojde k orientaci jednotlivých magnetických dipólů ve směru magnetického pole (paralelně a antiparalelně)



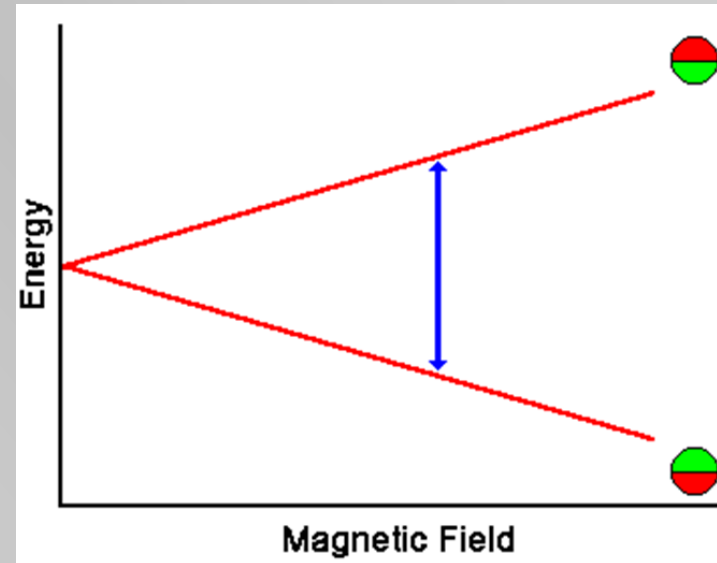
Precesní pohyb

- Vytvoříme „nenormální podmínky“:
- Umístíme atomová jádra (tkáň) do vnějšího homogenního magnetického pole, natočí se magnetické momenty do směru pole. Díky vlastní rotaci však bude proton vykonávat **precesní pohyb**.
- Úhel sevřený mezi vektorem magnetické indukce B_0 a vychýleným magnetickým momentem μ bude **konstantní**.
- Proton rotuje úhlovou rychlostí ω_0 – **Larmorova frekvence** (ta je lineárně závislá na B_0).



Larmorova frekvence

- Dvě energetické hladiny
- Přejchod protonu na vyšší energet. hladinu je možný dodáním potřebného kvanta energie (elektromagnetický puls o Larmorově frekvenci).
- Přejchod na nižší energetickou hladinu je spojený s emisí kvanta – ta může být **spontánní** (vysoce pravděpodobné v oblasti viditelného světla) nebo **vynucená** (RF pulsem).



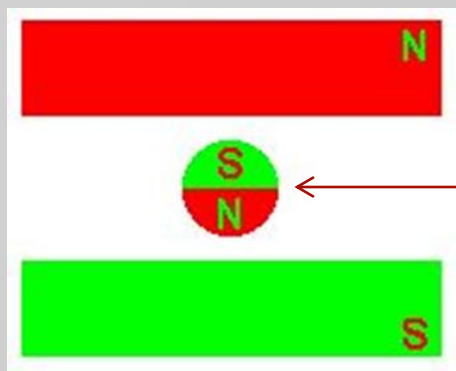
Gyromagnetický poměr

$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

Dva energetické stavy protonu

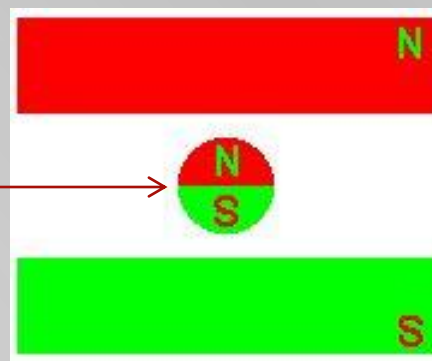
Proton si lze představit jako magnet. dipól , který může ve vnějším poli zaujmout dva stavy:

Nízkoenergetický



a

vysokoenergetický



Proton může mezi těmito stavy přecházet – absorpcí kvanta energie (fotonu) s Larmorovou frekvencí (nebo jeho emitací).

Obsazení energetických hladin

- Obsazení různých energetických hladin se řídí **Boltzmannovým zákonem**:

$$\frac{N_+}{N_-} = e^{\Delta E / kT}$$

kde N_+ je počet protonů na nižší energetické úrovni a N_- na vyšší. T je teplota a k Boltzmannova konstanta ($1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J.K}^{-1}$)

Pro teplotu blízkou absolutní nule je poměr na levé straně velký – v hmotě převažují protony na nižší energetické úrovni. S rostoucí teplotou roste i počet N_- (díky tepelnému pohybu).

Při pokojové teplotě, velikost vnějšího magn. pole 0,15 T je poměr pro vodíkové jádro asi 1,000001. (pouze jeden proton je na vyšší energetické úrovni na 1 milión protonů na nižší energetické hladině)

Biologické zastoupení prvku

Prvek	Biologické zastoupení
Vodík	63%
Kyslík	26%
Uhlík	9,4%
Dusík	1,5%
Sodík	0,04%
Fosfor	0,24%
Vápník	0,22%

Relaxace T1

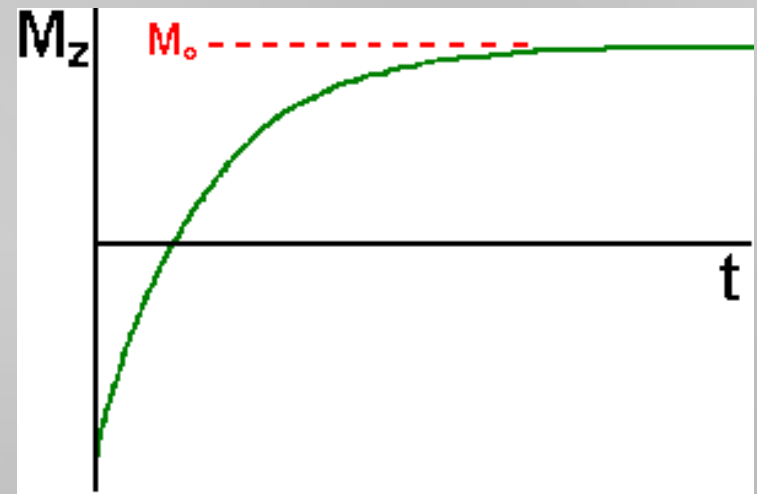
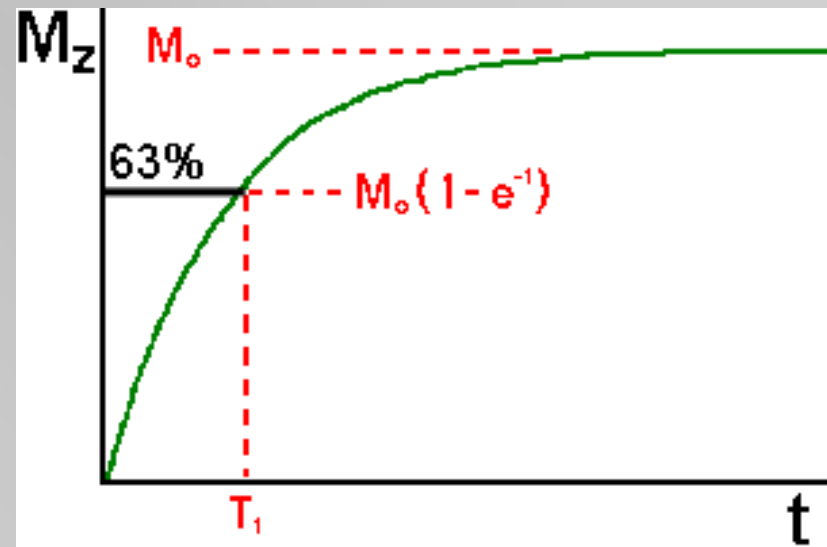
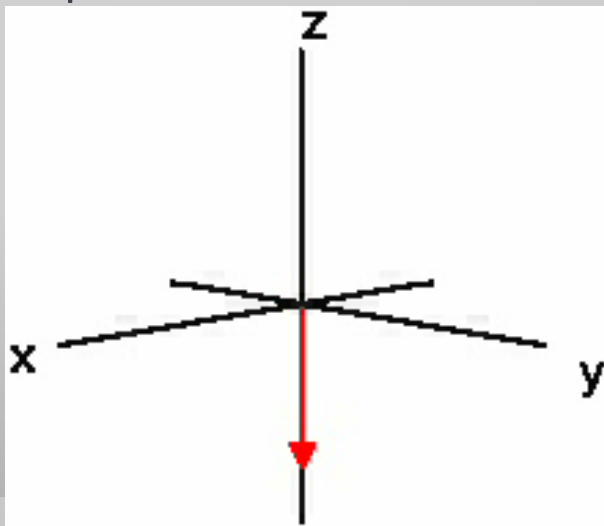
- <https://www.youtube.com/watch?v=IKp67IqQjH4>
- Při dané konstantní teplotě T a indukci vnějšího magnetického pole B_0 je výsledný magnetický moment M_0 orientován ve směru B_0 .
- Platí $M_0 = M_z$, tedy M_x a $M_y = 0$.
- Aplikací radiofrekvenčního signálu o Larmorově frekvenci lze vybudit protony na vyšší energetickou hladinu a změnit výsledný vektor magnetizace tak, že složka $M_z = 0$.
- Po ukončení tohoto pulsu nastává doba relaxace, kdy se vektor magnetizace vrací do rovnovážné polohy. Tento proces lze popsat vztahem:

$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$$

- Tato relaxace nastává, protože pohybující (termální pohyb) se molekuly vytvářejí fluktuující magnetické pole, tzv. [magnetický šum](#).

Relaxace T1

- RF impuls, který změnil orientaci M_z tak, že $M_z=0$, označujeme jako 90° RF impuls.
- 180° RF impuls změnil orientaci o M_z do opačného směru. Pak opět nastává relaxace, kdy se vektor magnetizace vrací do původního směru.



Relaxace T2

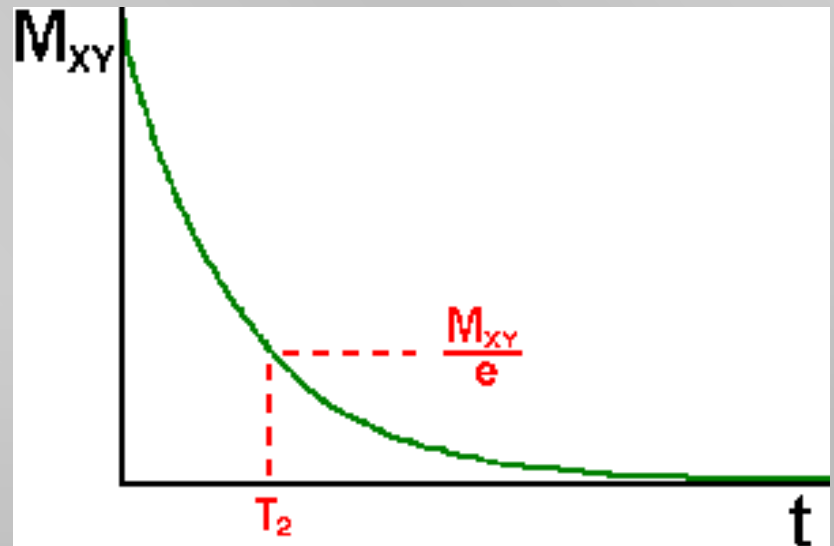
- <https://www.youtube.com/watch?v=is8TscwFOvM>
- Aplikací 90° RF pulsu sice dojde k vynulování složky M_z , avšak vektor magnetizace M_0 se natočí do roviny x,y (záleží na směru vektoru RF impulsu B_1 - například do směru kladné osy y). Na konci RF pulsu jsou elementární magnetické dipólové momenty sfázovány.
- Po ukončení RF pulsu je vektor magnetizace orientován ve směru osy y. Vlivem spin-spinových (vzájemné působení magnetických polí atomových jader a jejich spinů) interakcí mezi jádry a vlivem nehomogenního magn. pole dojde k postupné ztrátě fázové koherence jader.

Relaxace T2

- Současně se uplatňuje T1 proces a narůstá složka magnetizace M_z ve směru osy z za současného zmenšování složky M_{xy} .
- Doba T2 je kromě spin-spinových interakcí dána také nehomogenitou vnějšího magnet. pole. Platí:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{\gamma \Delta B_0}{2}$$

- Platí $T_2^* < T_2 < T_1$.



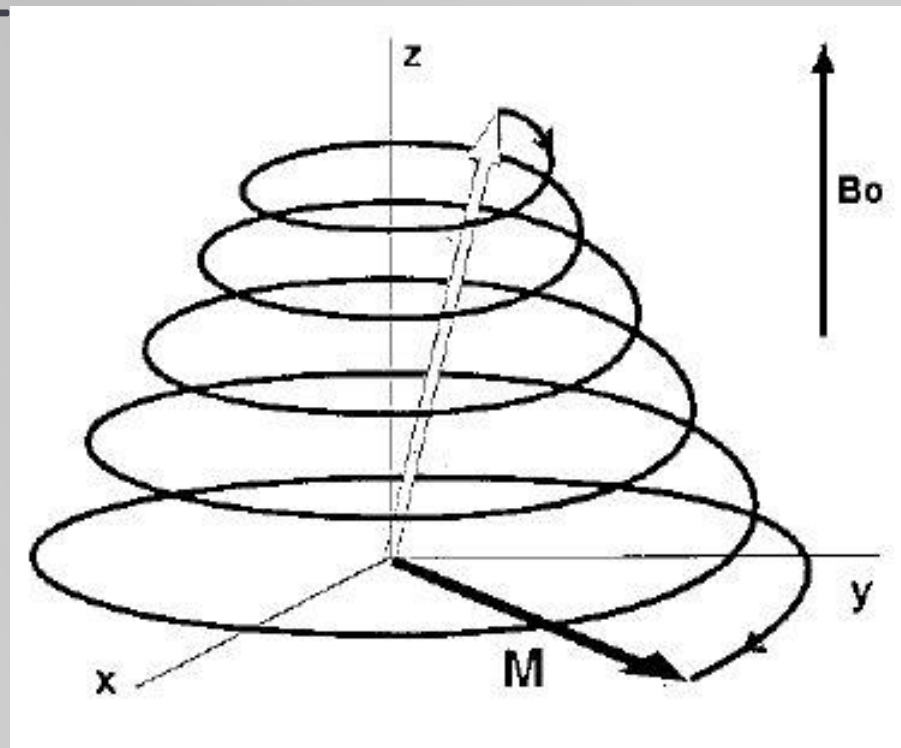
Relaxační časy T1 a T2

S těmito procesy souvisí tzv. **relaxační čas T_1 a T_2** . Jejich význam je patrný z předchozích obrázků.

V souvislosti s T_1 se mluví o tzv. **podélné relaxaci**.

V souvislosti s T_2 se mluví o tzv. **příčné relaxaci**.

Oba výše zmíněné procesy nastávají současně. Systém se vrací do stavu termodynamické rovnováhy, současně se zcela vytrácí fázová koherence v rovině (x,y).

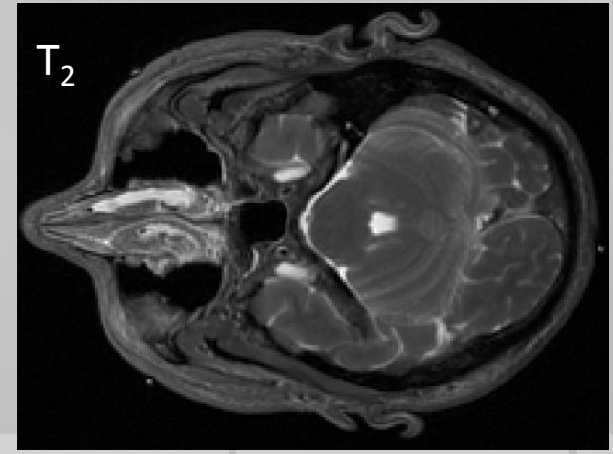
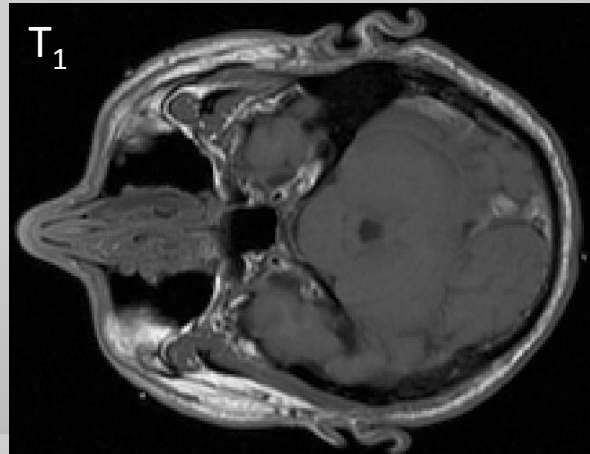
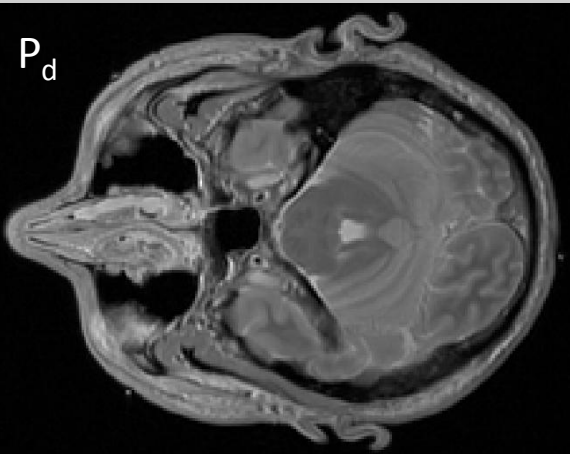


Relaxační časy pro jednotlivé tkáně

Tissue	T1 in s	T2 in ms	Tissue	T1 in s	T2 in ms
Muscle	0.73 ± 0.13	47 ± 13	Spleen	0.68 ± 0.19	62 ± 27
Heart	0.75 ± 0.12	57 ± 16	Fat	0.24 ± 0.07	84 ± 36
Liver	0.42 ± 0.09	43 ± 14	Grey matter	0.81 ± 0.14	101 ± 13
Kidney	0.59 ± 0.16	58 ± 24	White matter	0.68 ± 0.12	92 ± 22

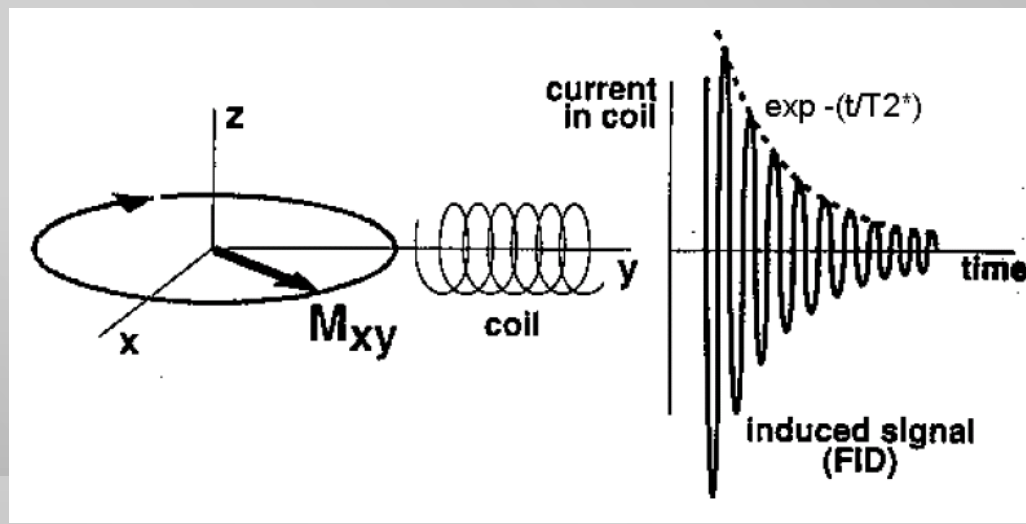
Primární parametrické pole

- je tvořeno třemi fyzikálními veličinami:
 - hustotou protonových jader – pd (proton density)
 - podélnou relaxační dobou T_1
 - příčnou relaxační dobou T_2 , resp. T_2^*
- Protony různých prvků mají odlišné vlastnosti. Nejčastějším předmětem vyšetřování jsou **atomová jádra vodíku** (cca 70% tělesných tkání je tvořeno převážně H_2O).



FID – volně indukovaný signál

- Tímto pojmem se označuje proud, který se indukuje v měřících cívkách v důsledku rotace vektoru magnetizace - zpět do rovnovážné polohy. Měřicí cívky musí být vhodně umístěny, aby došlo k indukci – osa cívky kolmá na osu rotace z.
- Velikost proudu je úměrná velikosti vektoru magnetizace v rovině (x,y). Jedná se o sinusovku o Larmorově frekvenci, jejíž amplituda je modulovaná exponenciální funkcí pro T_2 .



Zobrazovací systémy MR

- Budeme tedy měřit FID a echa související s rovinou x,y . Jak ale získat signál z elementárního objemu?
- 1. Musíme nějak definovat tomografickou rovinu - z .
- 2. Pro danou rovinu uspořádat měření tak, aby v signálu byla prostorová informace (x,y).

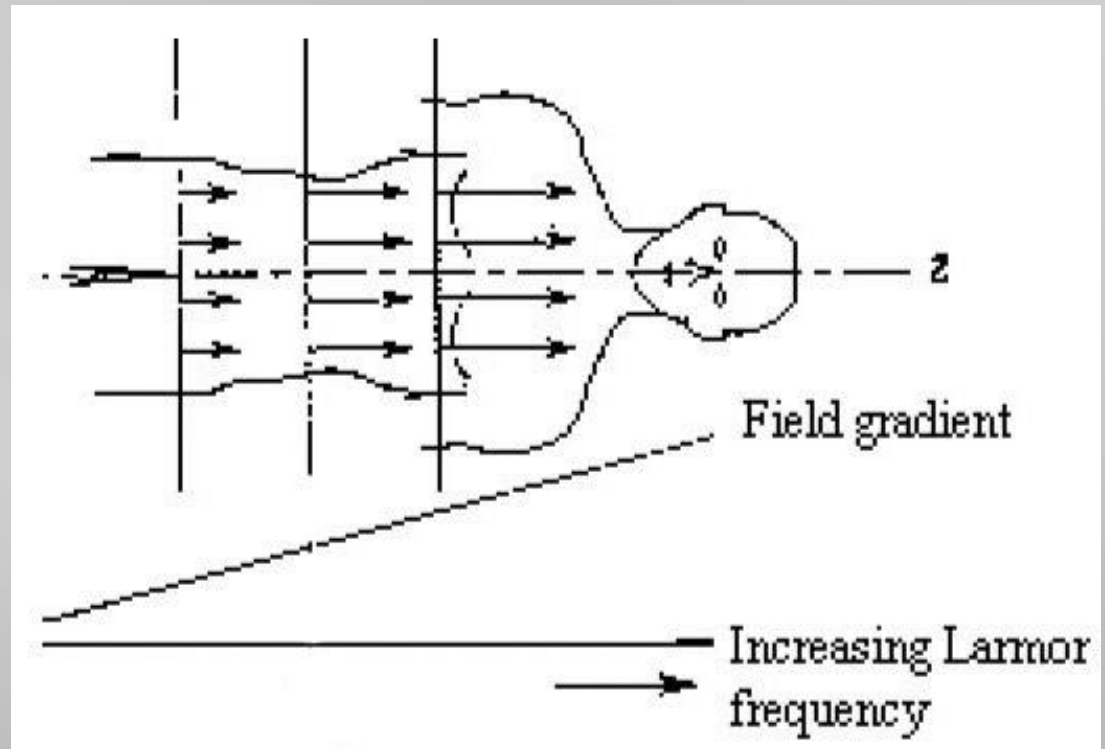


Selektivní excitace tomografické roviny

- K stejnosměrnému magnetickému poli se přičte gradientní pole G_z s lineárně se měnící intenzitou (1-10mT/m). Tomu odpovídá i měnící se Larmorova frekvence:

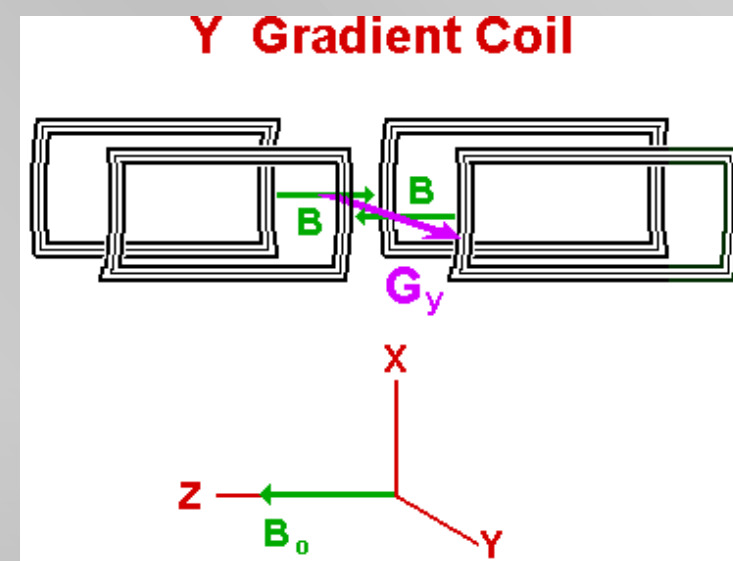
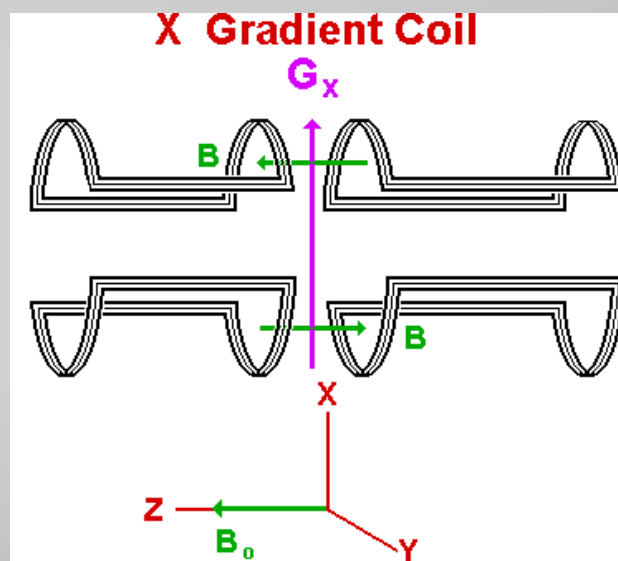
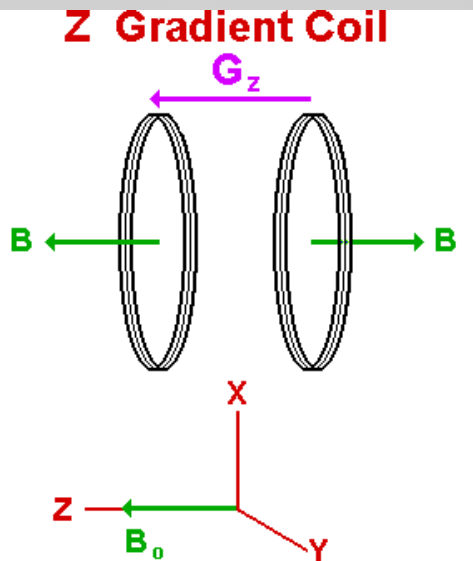
$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

Takže každá tomografická rovina x,y má svoji vlastní Larmorovu frekvenci.



Základní konstrukční prvky (gradientní cívky)

- Potřeba vytvořit 3 gradientní ortogonální pole vede na soustavu 3 cívek. Gradient pole je řádově 1-40 mT/m. Opět požadavky na stabilitu a linearitu.
- Největší linearita se dosahuje ve středu měřícího prostoru – proto má konstrukce tvar tunelu.

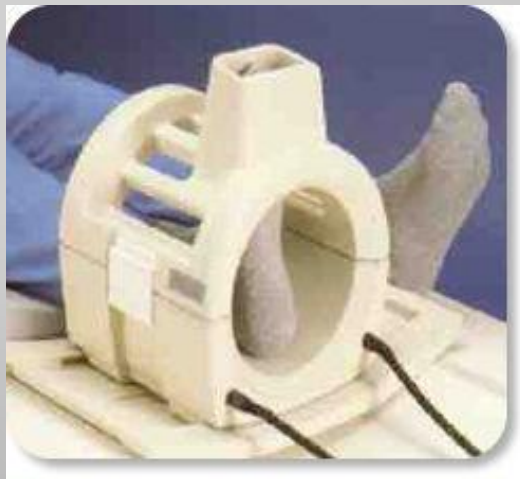


Základní konstrukční prvky (RF cívky)

- Cívky ve spojení s kapacitorem vytvářejí rezonanční obvod, s rezonanční frekvencí odpovídající Larmorově frekvenci.

Existuje řada konstrukcí cívek, které se používají pro vyšetřování jednotlivých orgánů a oblastí.

Povrchové cívky – jsou blíže zobrazované tkáni – větší poměr signál/šum.



RF cívky

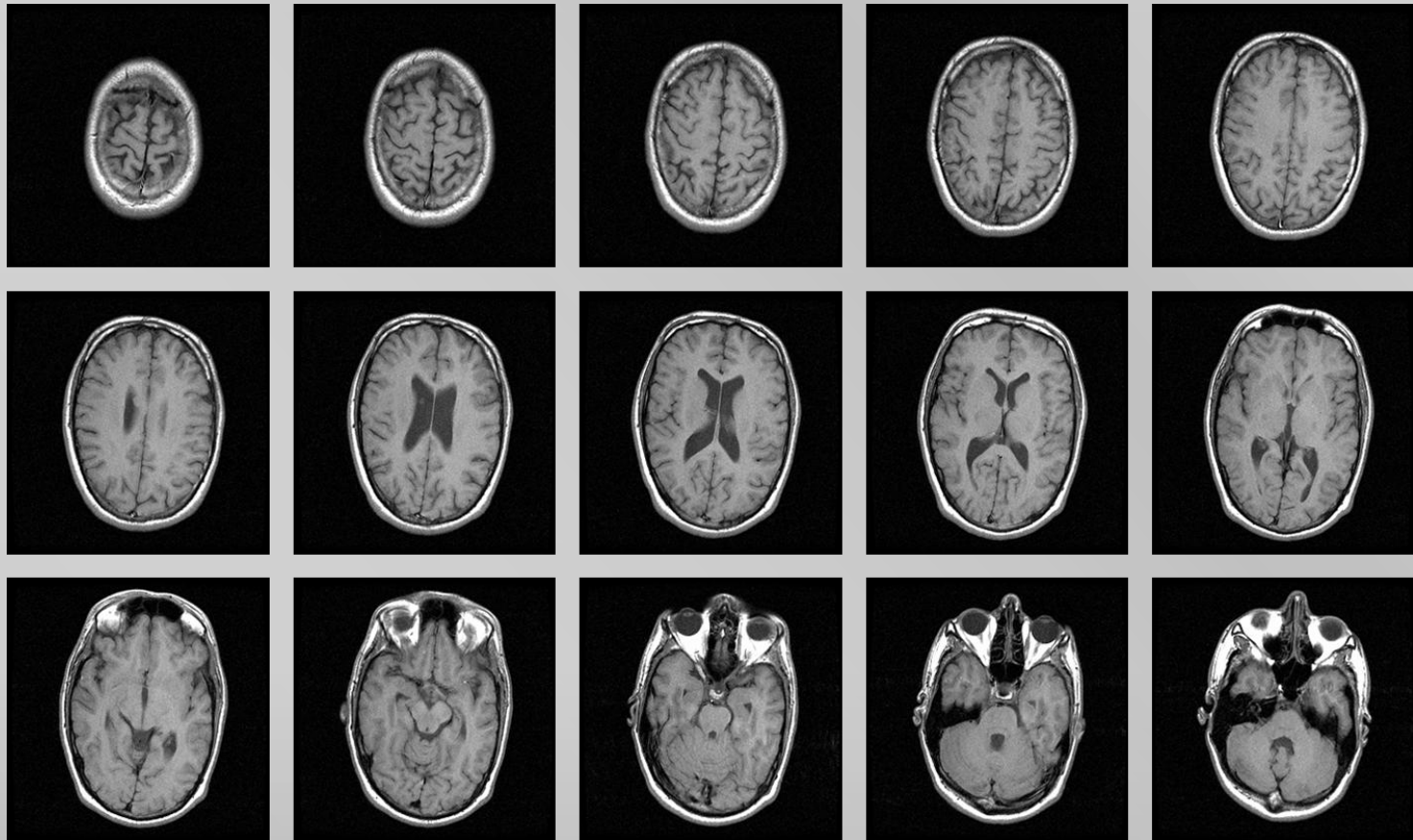




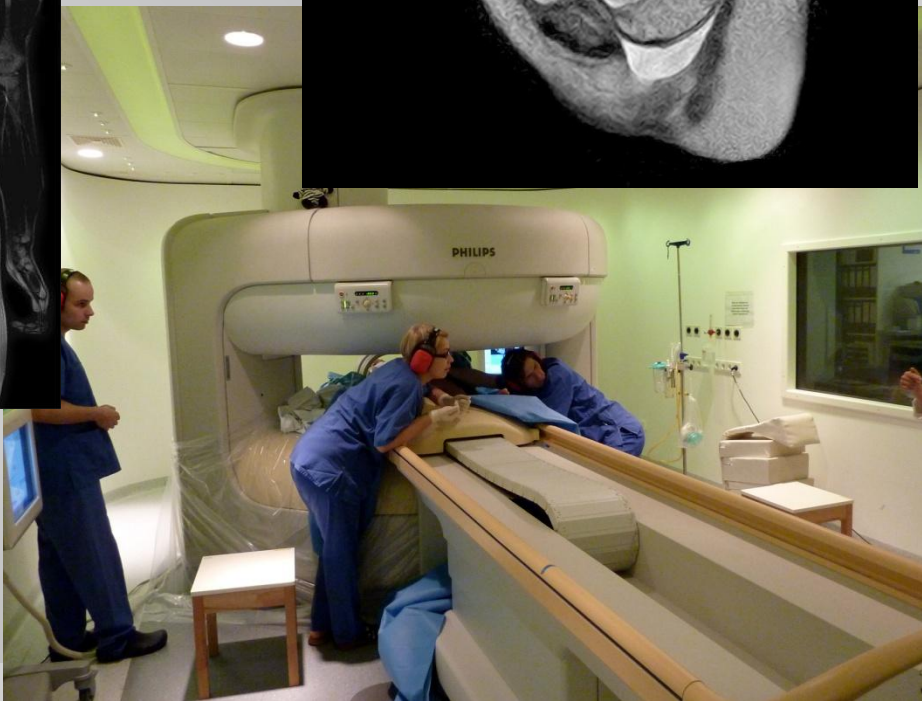
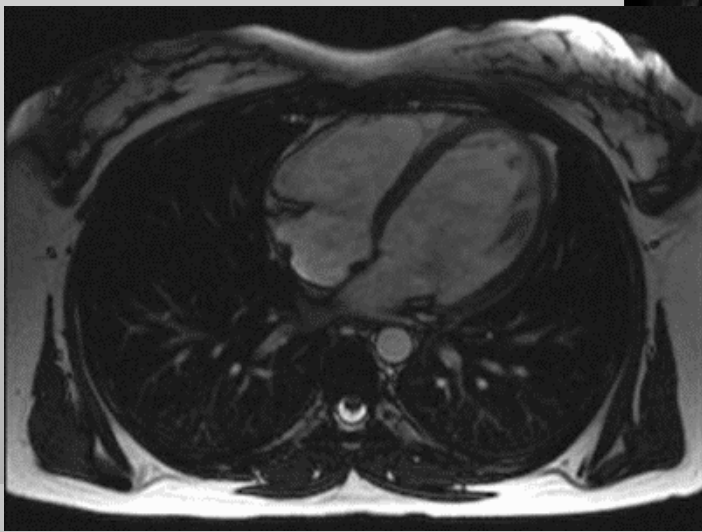
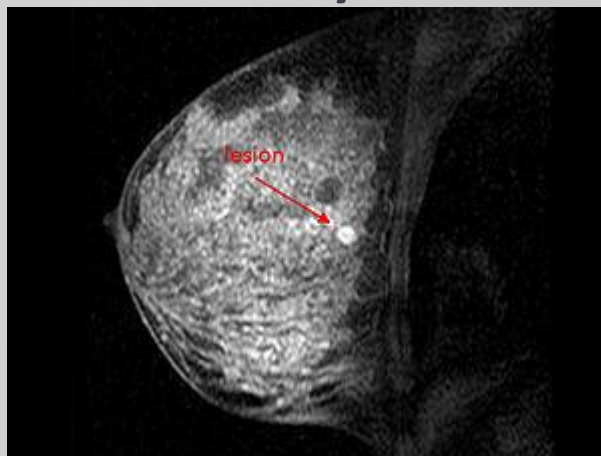
Základní konstrukční prvky (stínění)

- stínění místnosti proti vnějším elektromagnetickým polím. Bývá umístěno často ve zdech vyšetřovací místnosti.
- stínění pole generovaného (elektro) magnetem – velmi silné pole přitahuje volně ležící kovové předměty. Vnější zdroje (TV vysílače, elektronická zařízení,...) mohou interferovat s užitečným signálem FID. Naopak při generování RF impulsů ruší okolní přístroje. Proto se celé soustava ukládá do stínícího krytu (klec z cca 0.5 mm silné měděné folie). Přívodní kabely musí být také stíněné.
- dodatečné stínění okolních přístrojů.

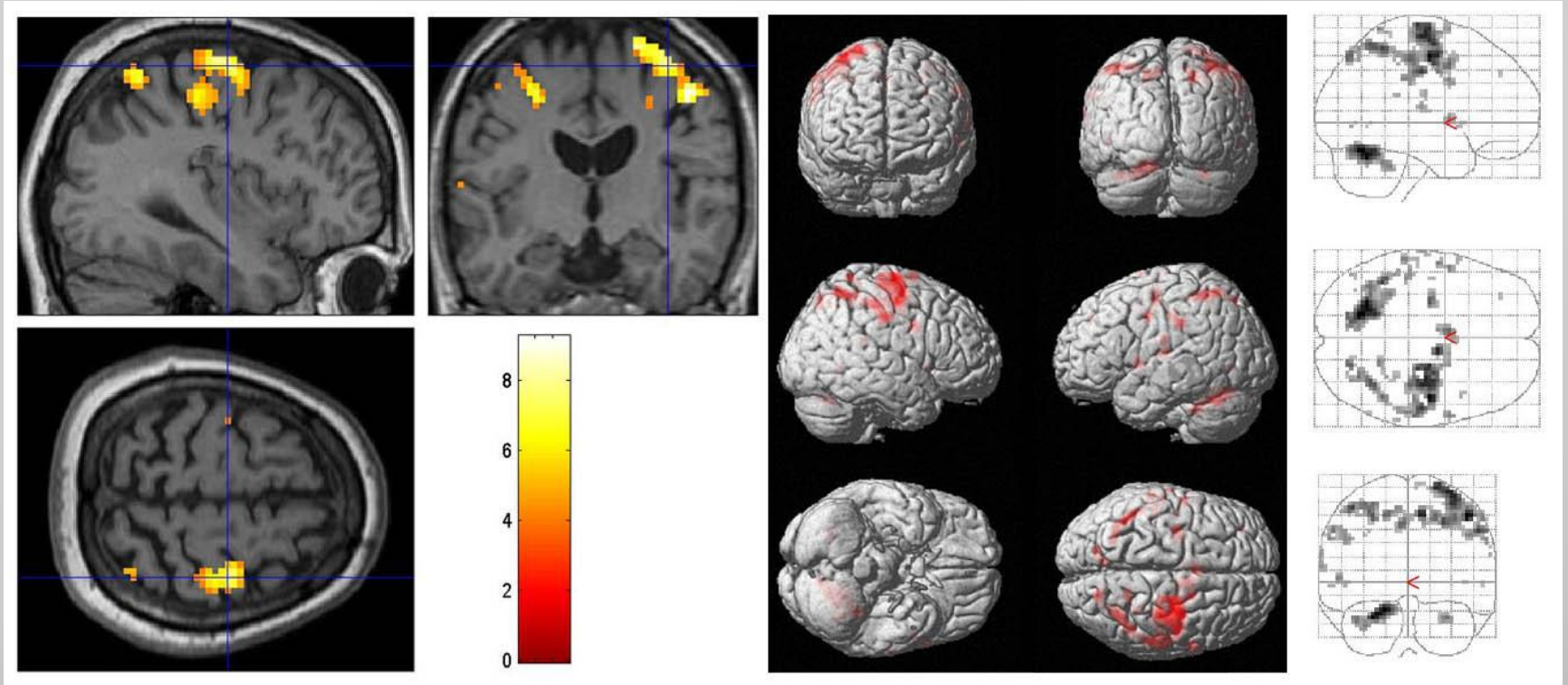
Příklady dat



Příklady dat



Příklady dat (fMRI)



První MRI scan



Completed 4:45 a.m., July 3, 1977



Termografie

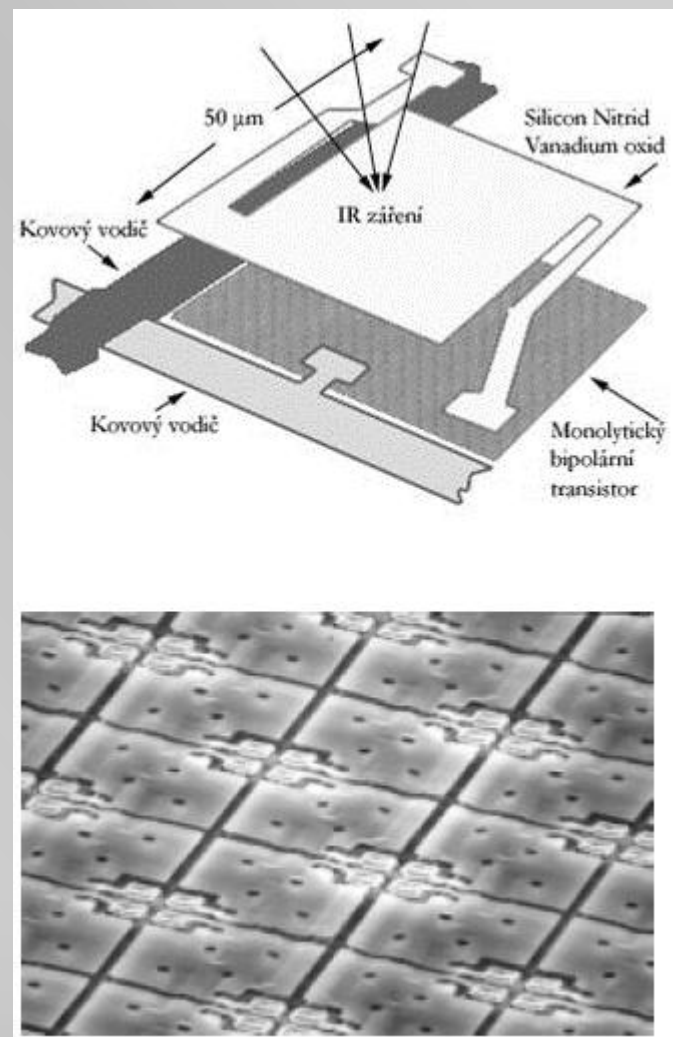
Termografie

- Zobrazení tepelného (infračerveného) záření (IR – infra red) o vlnových délkách 780nm – 1mm emitovaného povrchem tělesa
- Bezkontaktní snímání – digitální technologie
- V termografii se využívá pásma 0.7 – 14 μm



Princip snímání

- Digitální IR kamera je vybavena mřížkou mikrobolometrických senzorů
- IR záření dopadá na oxid vanadičný, který mění jeho odpor. Tato změna odporu vyjadřuje měřítko teploty a je možné jej zobrazit (pseudobarvy)



Více zde: <http://www.termokamera.cz/princip-a-funkce/konstrukce-termokamery/>



IR zobrazení v medicíně

- Výhody

- Vysoké prostorové rozlišení
- Pasivní snímání
- Rychlé měření
- Možnost zobrazení teplotních profilů

- Nevýhody

- Rozložení povrchové teploty je různé i u zdravých lidí -> musí se porovnávat teplotní symetrie
- Není možné využít jako screeningovou metodu pro zhoubné bujení (např. rakovina prsu) – nízká specificita.



Klinické využití termografie

- Onemocnění periferních cév
- Nemoci štítné žlázy
- Nemoci lymfatického systému
- Záněty kloubů
- Vymezení spálenin a omrzlin
- Hodnocení krevního zásobení po rekonstrukční plastické chirurgii, atd.

Klinický přístroj

TyTron C-500 IR

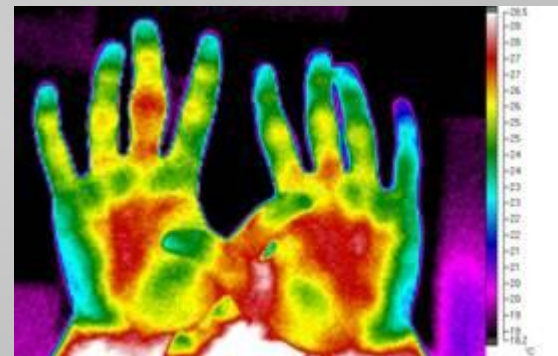
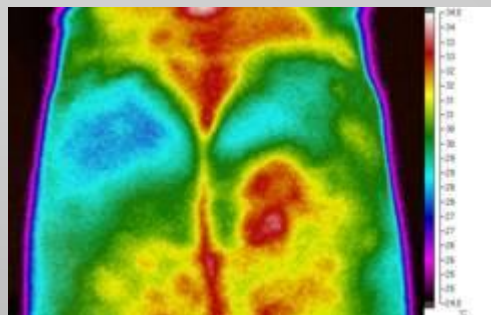
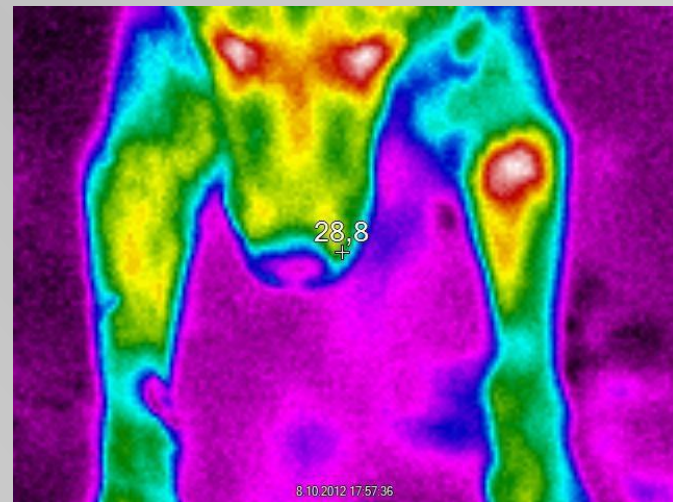
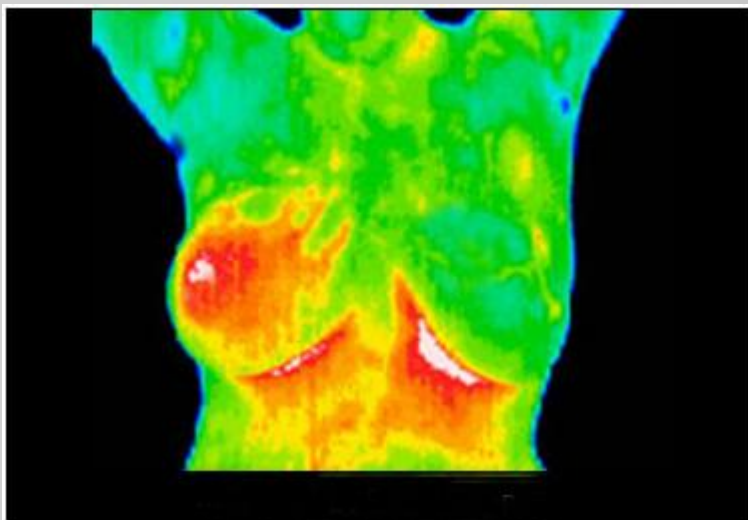
Largest camera lens available (50mm)
Detector: 640 x 480 VOx Focal Plane Array
True 640x480 resolution providing 307,200 pixels
Spectral Band: 8-12 microns
Frame Rate: 30 Hz
Spatial Resolution: 0.50 mrad
Sensitivity: Average 50 mK
Computer Interface: Digital (Ethernet)
Focusing Distance: 12 inches to 15 feet
Software Controlled Electronic Focus
Heavy duty machined aluminium camera body
for superior thermal stability
Narrow temperature range specifically designed
for human imaging achieving the best accuracy
1 year warranty
Accurate temperature differentiation



Termokamery FLIR



Ukázky termogramů



Průmyslové využití

