

### Magnetická rezonance:

- MRI- magnet. rezonance imaging (NMR- nuclear magnetic resonance)
- zobrazování magnetickou rezonancí (MRI) využívá fyzikálního fenoménu zvaného **nukleární magnetická rezonance (NMR)**,
- Používá se k zobrazení měkkých tkání, kde má nejlepší kontrastní zobrazení
- Základním principem je magnetický moment protonu vodíku, jež se vyskytuje v liché formě= má nenulový mg. Moment- další vhodné atomy prvků  $^{1}\text{H}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{23}\text{Na}$ ,  $^{31}\text{P}$



## Princip MR:

MR spočívá v tom, že je-li rotující jádro atomu umístěno v konstantním magnetickém poli  $B_0$ , dojde ke srovnání magnetických momentů (os rotace) s vnějším magnetickým polem a osa jádra bude lehce rotovat kolem směru působícího pole  $B_0$ . Tento pohyb vzniká při každé změně působícího magnetického pole, dokud se jádro v dané poloze neustálí. Pokud vnější pole přestane působit, vrací se jádro do své původní klidové polohy. Pokud se přidá druhé kolmo působící (transverzální) pole  $B_T$ , začne jádro opět rotovat. Aby byla jádra udržena ve stálém pohybu, používá se vysokofrekvenční magnetické pole, které současně rotuje v rovině X-Y. Volbou velikosti prvního statického magnetického pole  $B_0$  a volbou velikosti pro transverzální magnetické pole  $B_T$  se dá velice přesně určit, která jádra budou v rezonanci. Rezonancí je magnetický moment  $m$  jádra překlopen o  $90^\circ$  do roviny XY a osa pak rotuje podle transverzálního pole. Pokud je transverzální pole odpojeno, rotuje jádro stále v rovině XY. Přiblížením cívky do blízkosti rotujícího magnetického momentu se v ní indukuje napětí, které je následně měřeno. Zjednodušeně je **velikost naměřeného napětí závislá na poloze a typu tkáně**.

[http://www.wikiskripta.eu/index.php/Princip\\_magnetick%C3%A9\\_rezonan%C4%8Dn%C3%AD\\_tomografie](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Princip_magnetick%C3%A9_rezonan%C4%8Dn%C3%AD_tomografie)



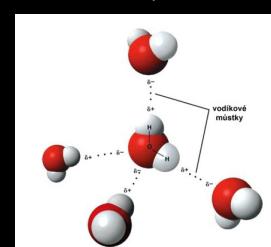
## Člověk:

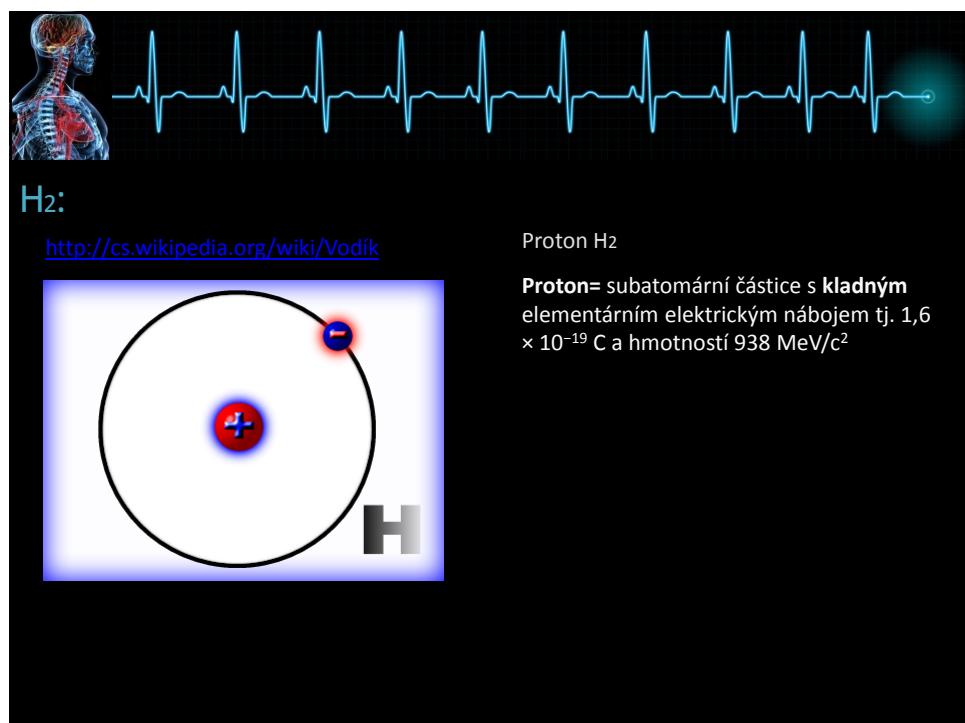
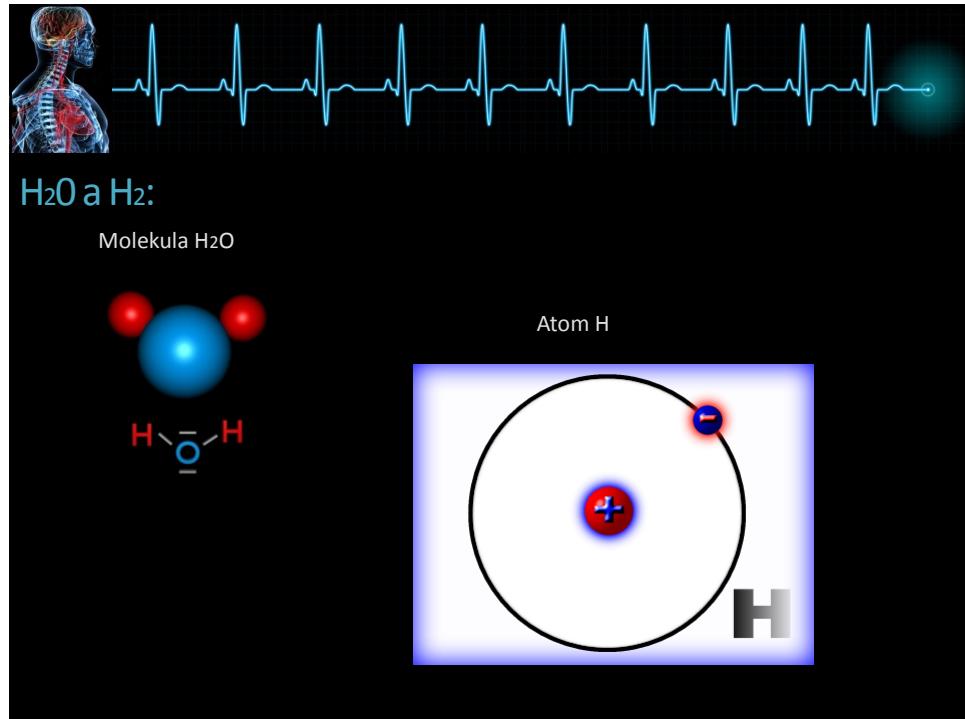


60-75% lidského organismu tvoří  $\text{H}_2\text{O}$



Molekuly  $\text{H}_2\text{O}$

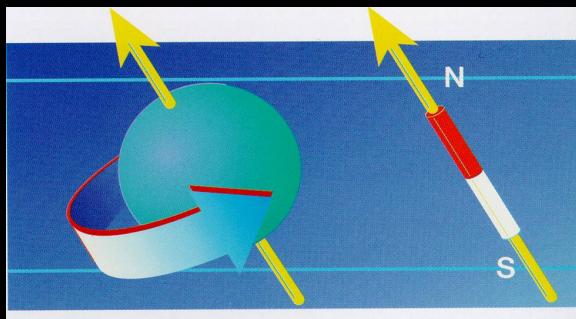






### Proton= p+:

Každá elektricky nabité částice, která se pohybuje, vytváří okolo sebe magnetické pole. Rotující kladně nabité proton se označuje jako tzv. spin, jehož rotační osa je souhlasná s osou magnetickou. Jádro vodíku tvořené jediným protonem si lze tedy představit jako miniaturní magnet. Jedna molekula vody obsahuje dva atomy vodíku=> H<sub>2</sub>O



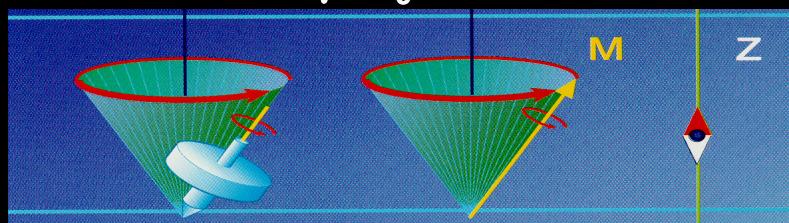
Pro MR lze využít jádra s lichým nukleonovým číslem ... <sup>1</sup>H



### Proton= p+:

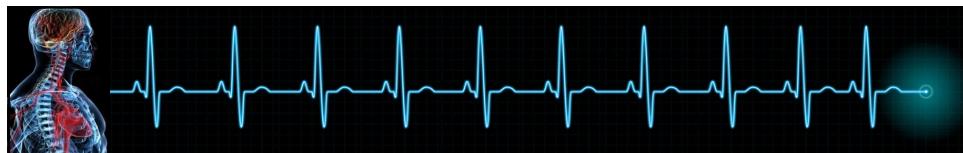
Pohyb protonu se nazývá pohybem precesním. Tento pohyb charakterizuje otáčení částice kolem vlastní osy a zároveň tato osa opisuje krouživý pohyb. Precesní pohyb lze pozorovat u dětské hračky- káča. Precesní pohyb částice vykonává s tzv. „Larmorovou frekvencí“

$$\omega_L = \gamma \cdot B_0$$

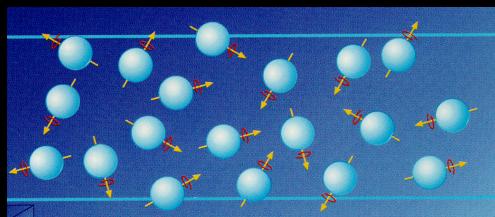


$\gamma$  = gyromagnetický poměr (konstantní pro dané jádro) pole  $B_0$  = 1 Tesla ... Larmorova frekvence  $W_L$  = 42,5 MHz,

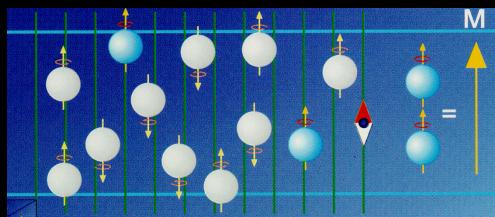
Pro vodík <sup>1</sup>H je gyromatický poměr = 42,58MHz/T (269,2T-1), tzn., že v poli  $B_0$  = 1,5T budou mít vodíková jádra frekvenci precesního pohybu  $f_a$  = cca 64MHz.



### Proton a jeho chování v mg. Poli:



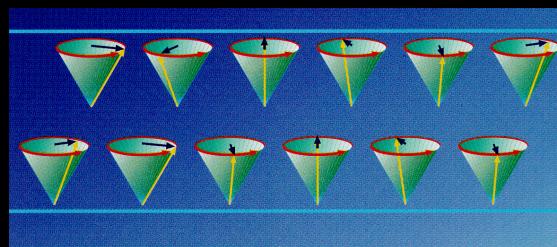
Mimo mg. Pole:  
 $( \mathbf{B} = 0 )$   
je výsledný vektor  
magnetizace tkáně  
díky nahodilé orientaci  
spinů  
 $\mathbf{M} = 0$



V mg poli:  
 $\mathbf{B} \neq 0$   
je výsledná  
magnetizace  
nenulová  
 $\Rightarrow \mathbf{M} \neq 0$

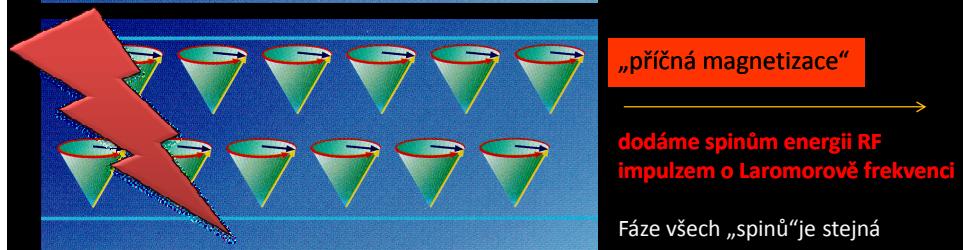


### Proton a jeho chování v mg. Poli:



„podélná magnetizace“

Fáze všech „spinů“ je náhodná



„příčná magnetizace“

dodáme spinům energii RF  
impulzem o Larmorově frekvenci

Fáze všech „spinů“ je stejná



## Relax. Časy a elmg impulzy:

### •Relaxační časy T1 a T2

Po skončení elektromagnetického impulsu již není protonům dodávána energie a proto se vrací do původního, energeticky výhodnejšího, paralelního postavení a mizí jejich synchronní pohyb. Tento děj se nazývá **relaxace**. Dochází při něm k postupnému zvětšování podélného vektoru magnetizace a čas za jaký dojde k obnovení tohoto vektoru na 63 % se označuje **T1 (podélná relaxace, neboť spin-mřížka relaxace)**. Zároveň však dochází ke ztrátě vektoru přičné magnetizace vymízením synchronního pohybu protonů, což je důsledek vzájemného působení magnetických polí jednotlivých čistic. Čas, za který klesne vektor přičné magnetizace na 37 % své hodnoty se označuje **T2 (přičná relaxace, neboť spin-spin relaxace)**.

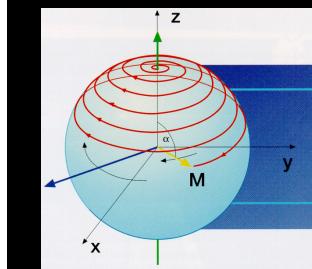
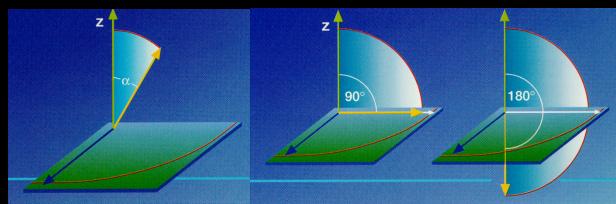
V absolutním měřítku jsou relaxační časy T1 2x až 10x delší než relaxační časy T2. V biologické tkáni se hodnoty T1 pohybují v rozmezí 300-2000 ms, T2 10-150 ms. V praxi je pokles přičné složky tkáňové magnetizace ovlivněn ještě drobnými změnami v nehomogenitě vnějšího magnetického pole. Pokles je tak podstatně strmější.

### •Typy el-mag. impulzů

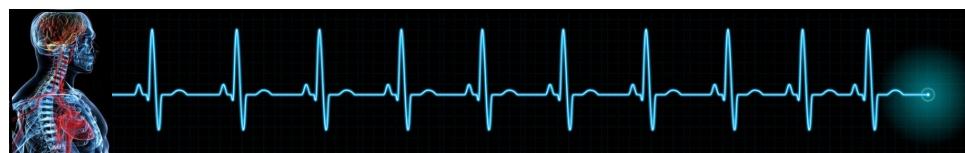
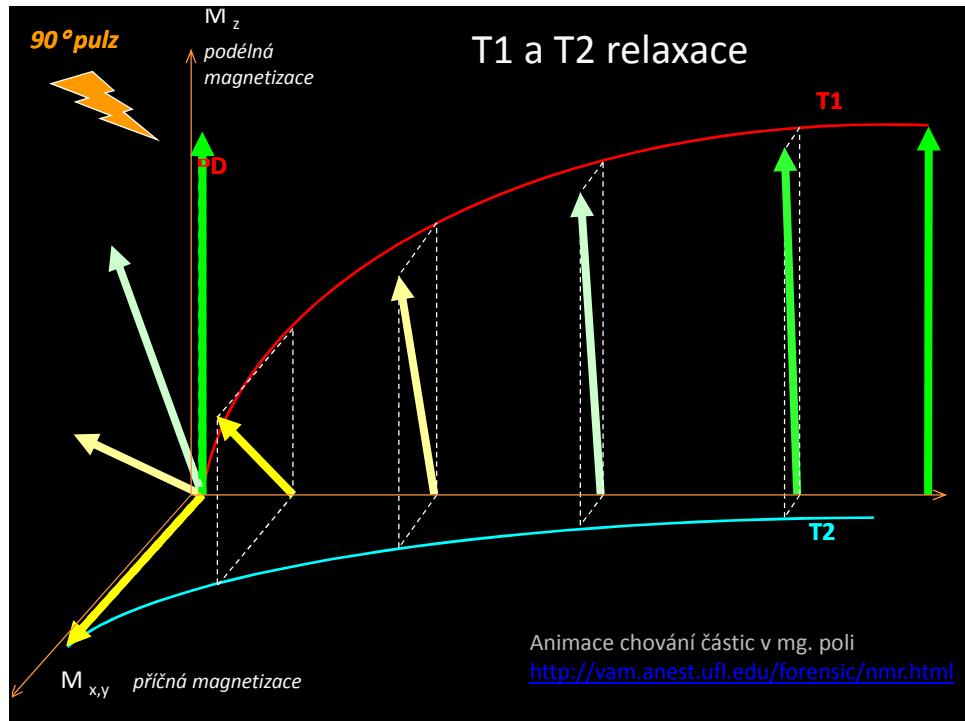
Typy elektromagnetických pulsů, které se pro MR používají **90° puls** – otáčející vektor tkáňové magnetizace o 90° a dochází ke vzniku vektoru přičného. Čas mezi jednotlivými pulsy se označuje **TR (time to repeat)**. Čas TR mezi jednotlivými pulsy se zkracuje tak, aby tkáni po jeho skončení nestáčily opět získat plnou hodnotu vektoru podélné magnetizace. Přijímaný signál z tkáni se pak liší tím, jak velký je vektor jejich tkáňové magnetizace v čase vyslání nového impulsu. Kombinace **90° a 180° pulsů** – 90°způsobí nárůst vektoru přičné magnetizace a po jeho skončení začne vektor opět klesat. Ovšem v čase označovaném TE/2 je vyslan 180° impuls, který o 180° změní orientaci precesního pohybu protonů a původně rychleji precedingi protony jsou za protony precedingimi pomaleji a zmenšující se přičný vektor se začne zvětšovat. Za další dobu TE/2 dojde k synchronizaci pohybu protonů a výsledkem je opětovná maximalizace signálu. Po sečtení času TE/2 získáme čas **TE – čas ozvěny**.



## Sklápění mg. Momentu tkáně o sklápěcí úhel $\alpha$



Sklápěcí úhel  $\alpha$  vyjadřuje míru odklonění výsledného vektoru tkáňové magnetizace od původní rovnovážné polohy podél osy **z** (např. 30°, 90°, 180°)

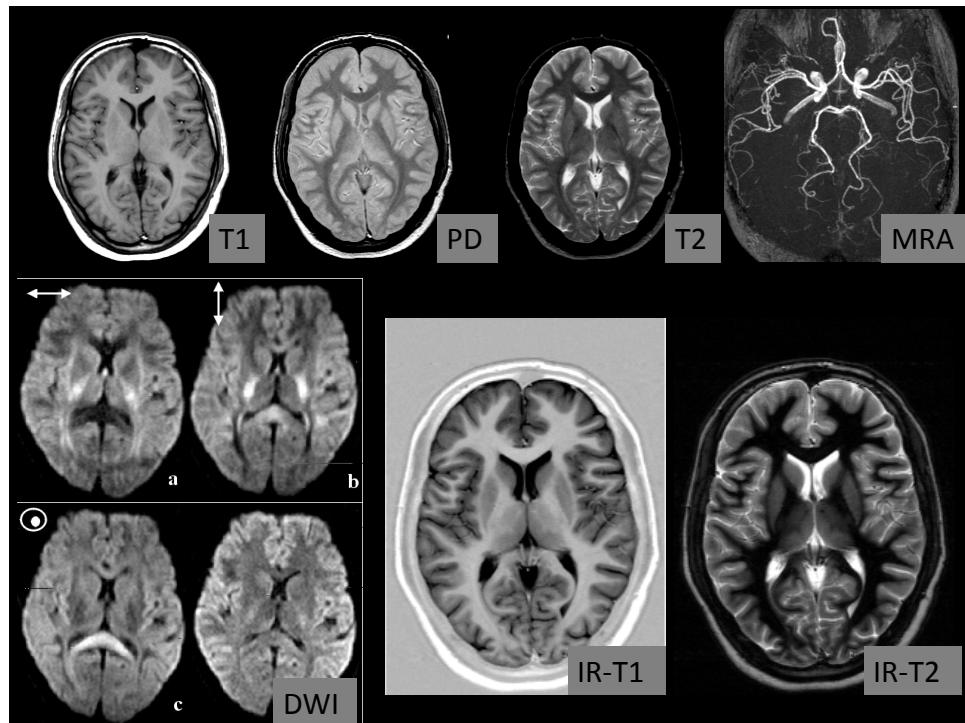


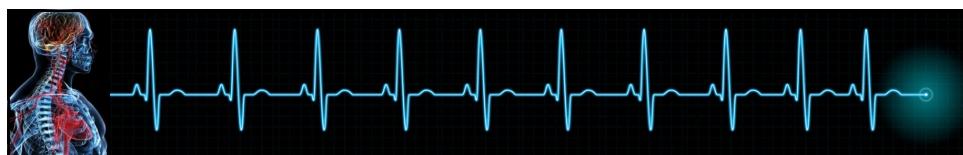
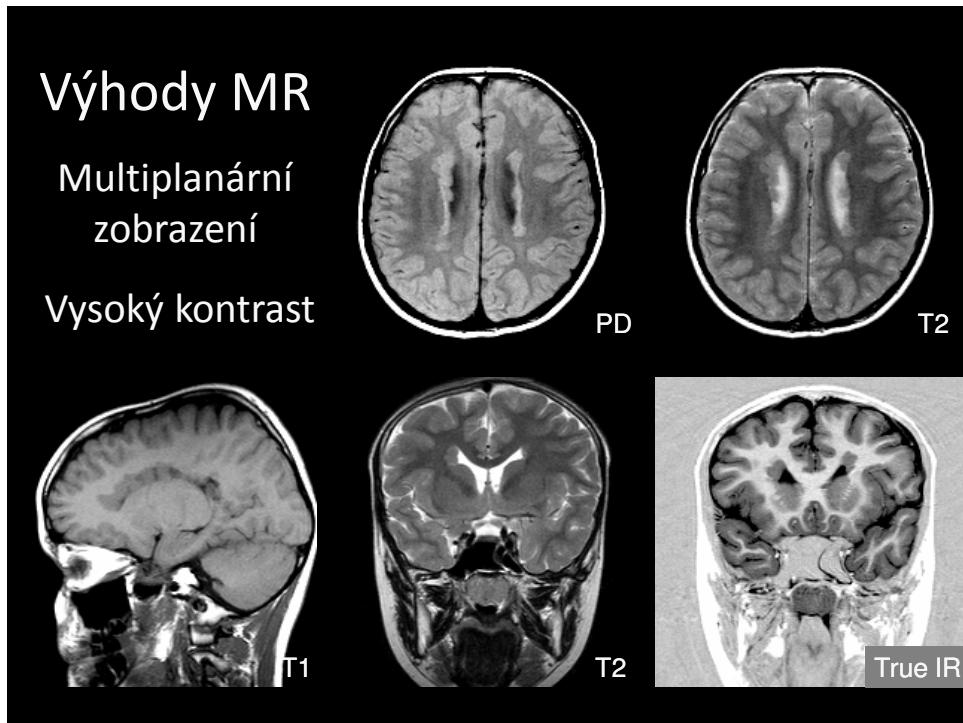
### T1 a T2 relaxace:

- doba potřebná k navrácení hodnoty podélné magnetizace tkáně po excitaci  $90^\circ$  pulzem se nazývá T1 relaxační čas (63%)
- doba potřebná k rozfázování původně synchronní precese po  $180^\circ$  pulzu se nazývá T2 relaxační čas
- různé tkáně mají specifické T1 i T2 relaxační časy, což umožňuje jejich odlišení na T1 a T2 vážených obrazech

**Artefakty ovlivňující kontrast MR obrazu:**

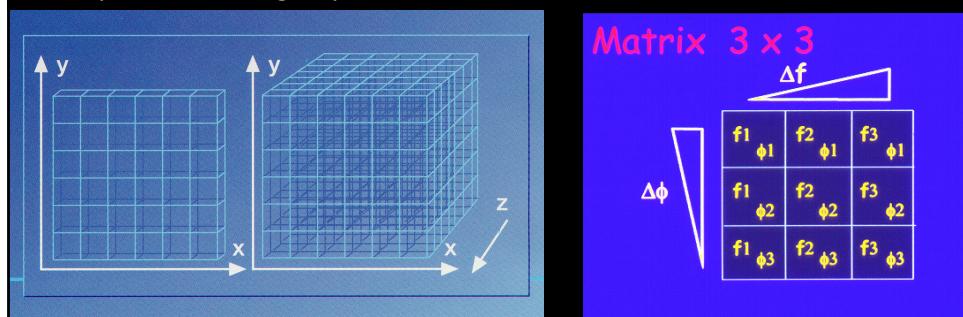
- T1 relaxace (obnova podélné magnetizace)
- T2 relaxace (ztráta příčné magnetizace)
- protonová hustota (hustota jaderných spinů)
- pohyb spinů (proudění krve ... MRA)
- difuze spinů (Brownův pohyb spinů - molekul vody)
- perfuze spinů (mikrocirkulace v kapilárách)





Prostorové dekódování MR signálu:

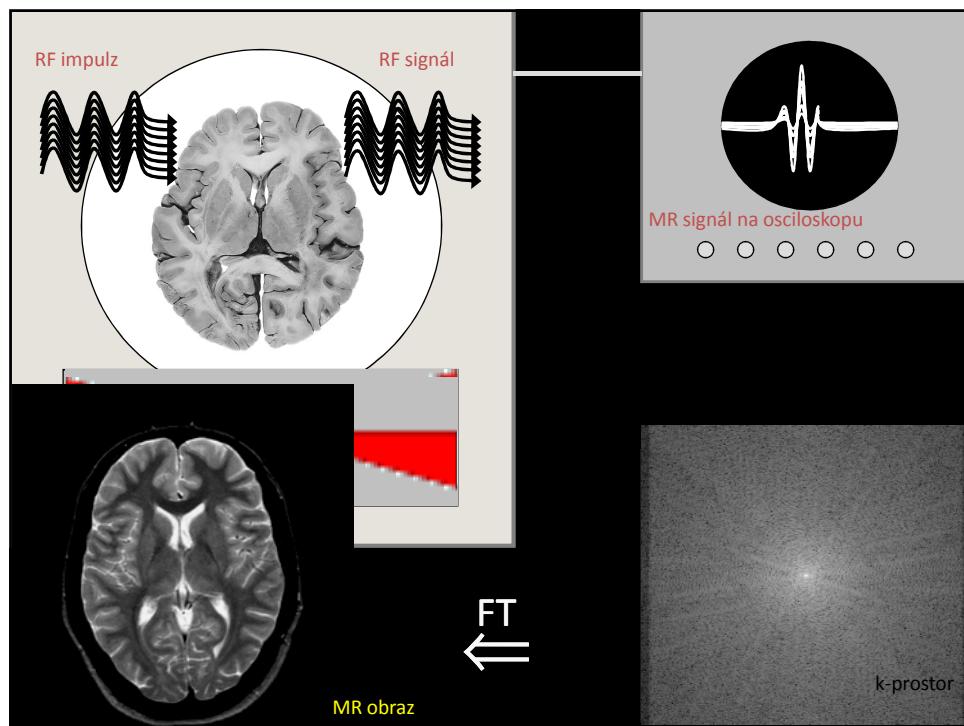
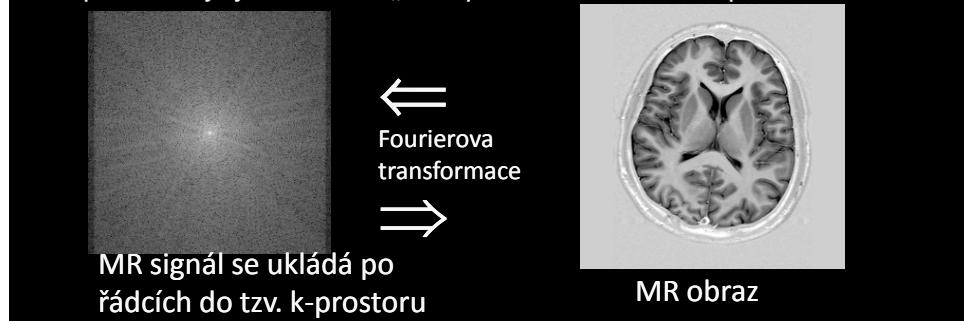
- pomocí přídatných magnetických polí (gradientů) ovlivníme precesní frekvenci a fázi spinů, a to v závislosti na jejich prostorové lokalizaci
- aplikací prvního (rovinu vrstvy určujícího) gradientu zvolíme vrstvu, kterou budeme zobrazovat, pak v ní pomocí dalších 2 gradientů (frekvenci a fázi určujícího gradientu) změníme frekvenci a fázi signálu v jednotlivých voxelech tak, abychom mohli signál prostorově dekódovat

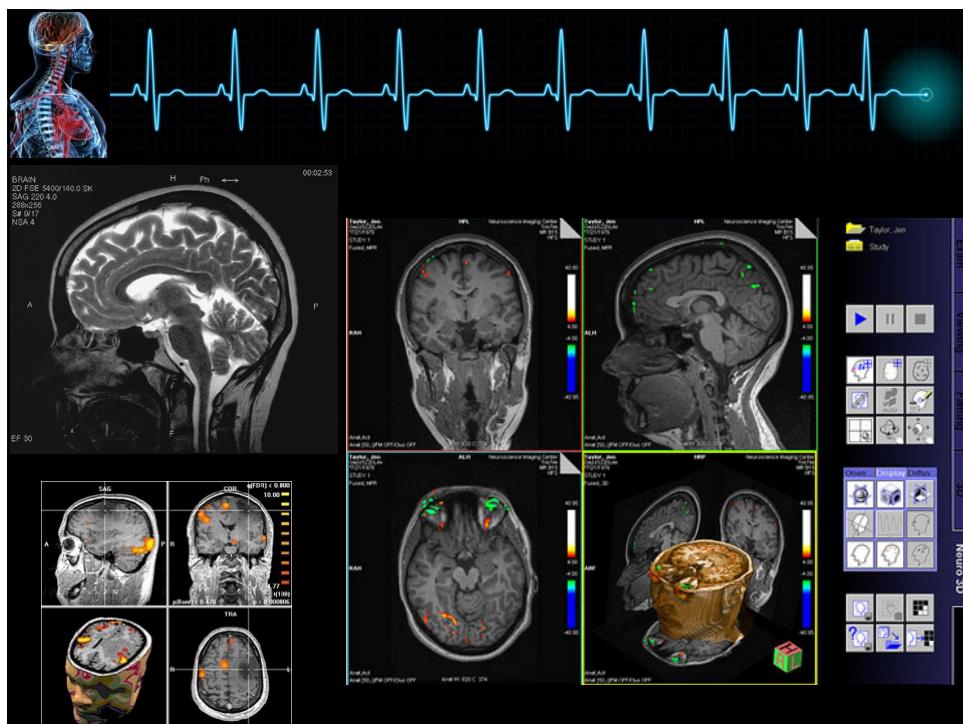
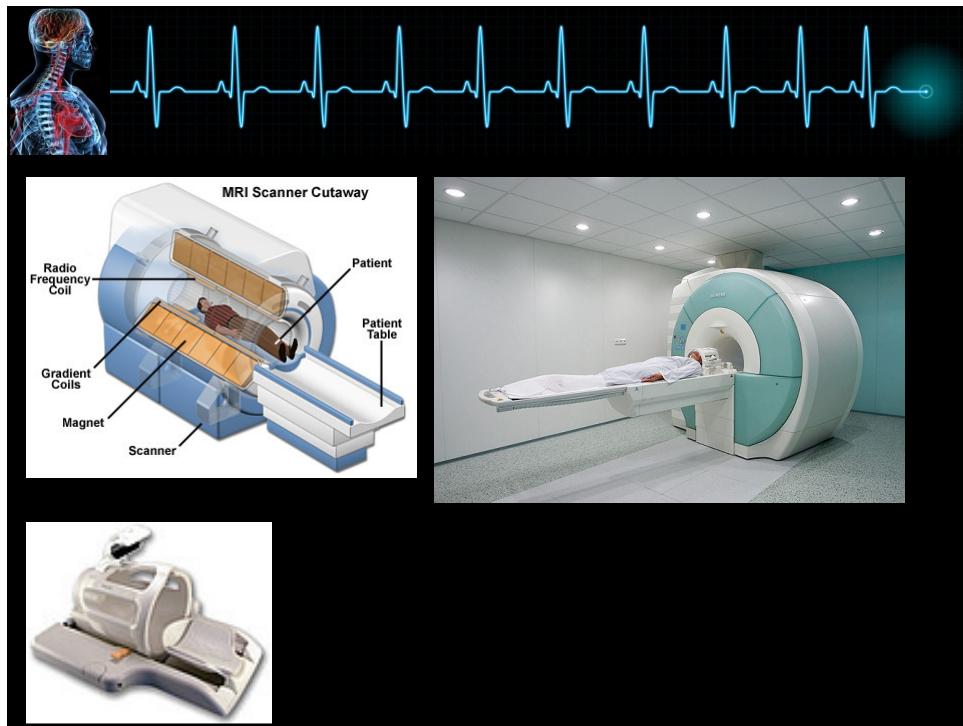


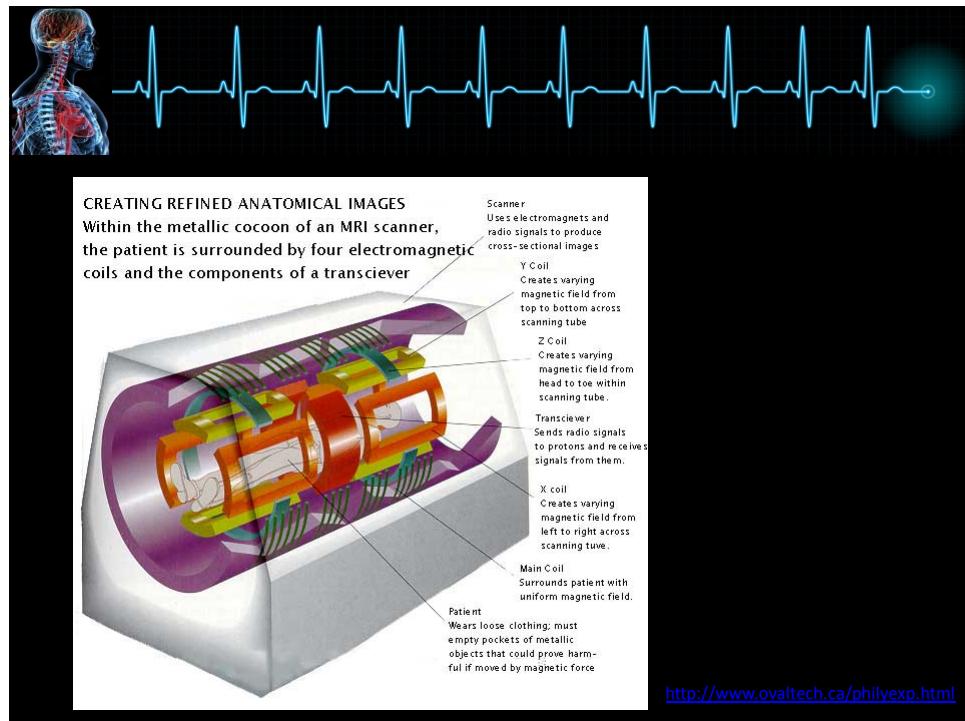


### Vznik MR obrazu:

- z rozdílů frekvence a fáze složek přijímaného MR signálu jsme schopni rekonstruovat informaci o tom, kde se daný zdroj signálu nalézá, a to matematickou operací zvanou Fourierova transformace
- každý MR signál získaný s konkrétní hodnotou fázi určujícího gradientu představuje jednu řádku „hrubých“ dat do matice k-prostoru









kontraindikace=> Vyšetření MR není vhodné pro:

- absolutní
  - kardiostimulátor a jiné elektronické (př. kochleární) implantáty
  - feromagnetické klipy (aneuryzmatické svorky)
  - kovové předměty v očnici
- relativní
  - chlopní náhrady
  - osteosyntetický materiál *bezpečné > 2 měs. po implantaci*
  - stenty
  - těhotenství (1. trimestr)
- informativní význam
  - IUD
  - stomatologické implantáty, výplně



další materiály k výuce

[http://fmri.mchmi.com/main\\_index.php?strana=13#relaxace](http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13#relaxace)

[http://www.mri-portal.com/princip\\_mr/princip\\_mr.php](http://www.mri-portal.com/princip_mr/princip_mr.php)

