

# Nukleární magnetická rezonance

## Úvod

Zobrazování magnetickou rezonancí (MRI) využívá fyzikálního fenoménu zvaného **nukleární magnetická rezonance (NMR)**, který je v literatuře popisován od roku 1940 (*Bloch 1940, Purcell 1946*, oba 1952 Nobelova cena za fyziku). Z počátku se objevovaly aplikace zejména v chemii s využitím **MR spektroskopie (MRS)**. Zobrazování pomocí NMR se objevuje po roce 1970 a z důvodu lepšího přijetí laickou veřejností bylo z názvu vypuštěno slovo nukleární (či jaderná) a ujal se název **MRI**.

Obraz vzniká netriviálním zpracováním naměřených odpovědí na radiofrekvenční impulzy, protože je ale výsledek závislý na neznámých parametrech, nelze uvažovat výsledný stupeň šedi v obraze jako absolutní číslo (podobně jako u Hounsfieldovy jednotky v CT), ale pouze relativně ve vztahu k stupňům šedi z okolních tkání. Dobře zobrazuje měkké tkáně. MRI nevyužívá ionizující záření, proto se považuje za bezpečnější a méně zatěžující než CT.

## Magnetický dipólový moment

Atomové jádro se skládá z neutronů a protonů, které neustále rotují kolem své vlastní osy v pohybu nazývaném **spin**. Protony jsou kladně nabitě částice a každá pohybující se nabitá částice vytváří magnetické pole a vykazuje magnetický moment. **Magnetický moment**, neboli také magnetický dipólový moment, je vektorová fyzikální veličina charakterizující magnetický dipól. Magnetický dipólový moment se značí  **$m$**  a jeho jednotkou je ampér metr čtverečný  **$A \cdot m^2$** . Magnetický dipólový moment je určen vztahem  **$m = IS$** , kde  **$I$**  je elektrický proud procházející smyčkou dipólu a  **$S$**  je orientovaná plocha ohraničená smyčkou dipólu. Pro konkrétní základní představu magnetického momentu uvažujme jen elektron. K jeho magnetickému momentu lze názorně dospět tímto způsobem: Budeme uvažovat nejjednodušší atom – atom vodíku, který je v klidu.

V elektrostatickém poli kladně nabitého jádra se bude záporně nabitý elektron pohybovat po uzavřených trajektoriích (orbitech). Elektron je elektricky nabitý, a proto vytvoří při uvažovaném pohybu po uzavřené trajektorii proudovou smyčku, která je ekvivalentní magnetickému dipólu. Tak vznikne magnetické pole, které je sice velmi slabé, ale přesto bude na elektron působit. Tímto způsobem lze dojít intuitivně k magnetickému momentu elektronu. U ostatních objektů (protony, jádra, atomy) je pak základní myšlenka výkladu magnetického momentu podobná. Veličina se jmenuje **magnetický moment**. Srovnáme-li tento pojem s mechanikou, nutně musíme dojít k závěru, že tato veličina bude popisovat rotující objekt. Vzhledem k tomu, že existuje veličina spin, která také v základním přiblížení souvisí s rotací, můžeme dospět k závěru, že i magnetický moment (elektronu, jádra, atomu) souvisí se spinem (elektronu, jádra, atomu).

Atomová jádra se sudým nukleonovým číslem se nechovají ke svému okolí magneticky (nemají spin), protože se jejich magnetické momenty ruší a nelze je používat pro MR zobrazení. Atomová jádra s **lichým** nukleonovým číslem si svůj magnetický moment zachovávají. Charakteristickým zástupcem této skupiny je **atom vodíku  $^1H$** , který má jeden proton a vykazuje relativně velký magnetický moment. V organismu je více než 60 % vody a  $^1H$  je tedy nejvhodnějším objektem pro MR zobrazování. Další zástupci jsou  **$^{13}C$ ,  $^{19}F$ ,  $^{23}Na$ ,  $^{31}P$** .

## Atomové jádro v magnetickém poli

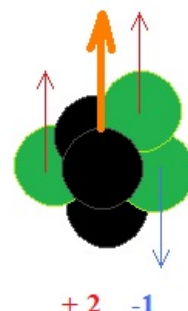
Vložíme-li jádro do silného magnetického pole, uspořádají se rotační osy protonů rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole. Větší počet z nich je v poloze, kdy jejich magnetický moment je orientován souhlasně (paralelně) s vektorem vnějšího magnetického pole a menší počet protonů je orientován opačně (o  $180^\circ$ , antiparalelně). Antiparalelní uspořádání protonů je energeticky náročnější, a proto je jich méně než polovina.

## Princip NMR

Princip NMR spočívá v tom, že je-li rotující jádro 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 XY. Volbou velikosti prvního statického magnetického pole  $B_0$  a volby 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



Přístroj magnetické rezonance



Jádro s lichým počtem částic. Oranžově naznačen výsledný moment.

rotuje podle transversálního pole. Pokud je transversální pole odpojeno, rotuje jádro stále v rovině XY. Přiblížením cívký 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**.

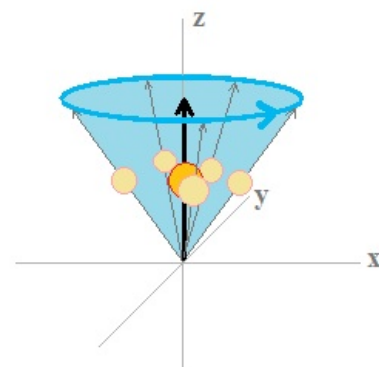
## Larmorova frekvence

Jak již bylo uvedeno, protony vykonávají rotační pohyb kolem své osy, neboli spin. Tím vytváří ve svém okolí magnetické pole a vykazují magnetický moment. Mimo to protony umístěné v magnetickém poli vykazují ještě **pohyb precesní**. Ten si lze představit jako pohyb po plášti pomyslného kužele (ještě názornějším příkladem nám může být pohyb káči). Frekvence tohoto pohybu se nazývá **Larmorovou frekvencí**. Ta závisí na dvou faktorech:

1. na **intenzitě** vnějšího magnetického pole,
2. na **typu atomového jádra**, vyjádřeném gyromagnetickým poměrem (konstanta závislá pouze na vlastnostech jádra).

### Příklad

Pro vodík  $^1\text{H}$  je gyromagnetický poměr = 42,58MHz/T (269,2T-1), tzn., že v poli  $B_0$  = 1,5T budou mít vodíková jádra frekvenci precesního pohybu  $f_0$  = cca 64MHz.



Precesní pohyb dipólu částice. Sytý vyjádřen součet jednotlivých vektorů.

## Rezonance

Jednak se směr magnetického momentu každého jednotlivého precesujícího protonu v čase mění a jednak se protony pohybují v různých fázích, neboli jsou nakloněny v daném čase různým směrem. Tím dochází ke vzájemnému vyrušení jejich vlivu na úhrnný vektor magnetizace tkáně v rovině kolmé na směr magnetického pole. Vektor výsledné tkáňové magnetizace má tedy směr totožný se směrem siločar vnějšího magnetu a v tomto stavu ho není možné měřit. Můžeme říci, že je v zákrytu vnějšího magnetického pole.

Abychom mohli měřit rezonanční frekvenci protonů, tedy jejich spektrum, je nutné vychýlit úhrnný vektor magnetizace z jeho rovnovážné polohy a tím docílit vzniku vektoru příčné tkáňové magnetizace. Jak bylo zmíněno výše, velikost příčného vektoru je nulová z důvodu chaotického pohybu částic. Změny lze dosáhnout dodáním energie v podobě **elektromagnetického impulsu**. Aby došlo k absorpci elektromagnetického vlnění protony, je potřeba, aby Larmorova frekvence částic byla shodná s frekvencí vyslaného impulsu.

**Pokud tomu tak je, dochází k jevu magnetické rezonance, to má několik důsledků:**

1. protony začnou vykonávat svůj precesní pohyb ve fázi,
2. dojde ke zmenšení rozdílu paralelně a antiparalelně (energeticky náročněji) uspořádaných protonů a tím se zmenší vektor podélné magnetizace.

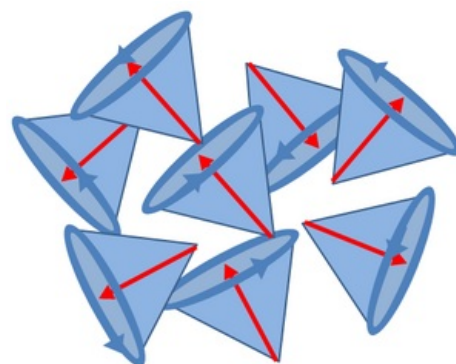
Výsledkem je pak již zmíněný **vektor příčné magnetizace**.

*„Situace bývá výstižně přirovnávána k výletní lodi s mnoha cestujícími na palubě: dokud jsou cestující rozmístěni a náhodně a celkem rovnoměrně po palubě, pluje loď rovně. Jakmile se však cestující shluknou dohromady začnou obcházet podél zábradlí paluby, bude se loď periodicky naklánět postupně na všechny strany.“*

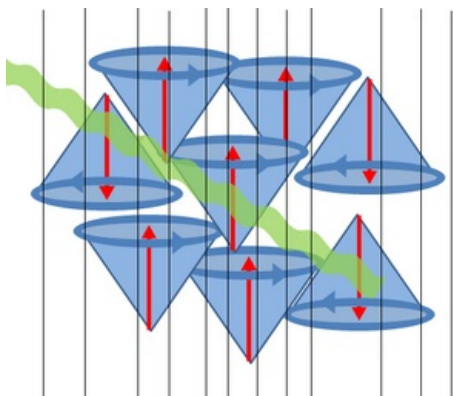
## Relaxační časy T1 a T2

Po skončení elektromagnetického impulsu již není protonům dodávána energie a proto se vrací do původního, energeticky výhodnějšího, paralelního postavení a mizí jejich synchronní pohyb. Tento děj se nazývá **relaxace**.

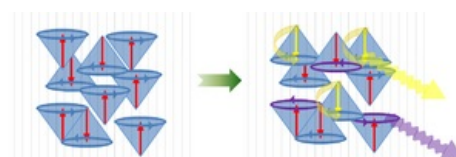
Dochází při něm k postupnému zvětšování podélného vektoru magnetizace a čas, za jaký dojde k obnovení tohoto vektoru na 63 % se označuje **T1 (podélná relaxace, neboli spin-mřížka relaxace)**. Zároveň však dochází ke ztrátě vektoru příčné magnetizace vymizením synchronního pohybu protonů, což je důsledek vzájemného působení magnetických polí jednotlivých částic. Čas, za který klesne vektor příčné magnetizace na 37 % své hodnoty se označuje **T2 (příčná relaxace, neboli spin-spin relaxace)**.



Náhodně natočené dipólové momenty s náhodnou fází precese.



Magnetické momenty natočené paralelně a antiparalelně v magnet. poli (černé rovnoběžky). Fáze precesních pohybů je synchronizována Larmorovou frekvencí.



Postupný návrat do původního stavu, žlutě T1 (orientace magnet. momentu), fialově T2 (změna precesní fáze).

V absolutním měřítku jsou relaxační časy  $T_1$  2–10x delší než relaxační časy  $T_2$ . V biologické tkáni se hodnoty  $T_1$  pohybují v rozmezí 300–2000 ms,  $T_2$  30–150 ms. V praxi je pokles příčné složky tkáňové magnetizace ovlivněn ještě drobnými změnami v nehomogenitě vnějšího magnetického pole. Pokles je tak podstatně strmější.

## Typy elektromagnetických impulsů

### Typy elektromagnetických pulsů, které se pro MR používají

- **90° puls** – otáčející vektor tkáňové magnetizace o 90° a dochází ke vzniku vektoru příčného. Čas mezi jednotlivými pulsy se označuje TR (*time to repeat*). Čas TR mezi jednotlivými pulsy se zkracuje tak, aby tkáň po jeho skončení nestačila opět získat plnou hodnotu vektoru podélné magnetizace. Přijímaný signál z tkáně 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 příčné magnetizace a po jeho skončení začne vektor opět klesat. Ovšem v čase označovaném TE/2 je vyslán 180° impuls, který o 180° změnil orientaci precesního pohybu protonů a původně rychleji precedující protony jsou za protony precedujícími pomaleji a zmenšující se příčný vektor se začne zvětšovat. Za další dobu TE/2 dojde k synchronizaci pohybu protonů a výsledkem je opětovná maximalizace signálu. Po sečtení časů TE/2 získáme čas **TE – čas ozvěny**.

## Magnetická pole

Vnější magnetické pole MR magnetu je homogenní. V medicíně používané magnety vytvářejí pole obvykle v rozsahu 0,1–3 T. Pro výzkumné účely se však používají i pole o velikosti až 9,4 T, pro zvířata až 21 T. Jediné magnetické pole nám však neumožní získat prostorovou představu o jednotlivých protonech a s ní vytvořit scan pacienta. Aby však bylo možné odlišit signály vedené z různých vrstev těla, je potřeba, aby protony v různých místech reagovaly při zasažení elektromagnetickým vlnami o vhodné frekvenci.

## Prostorové rozlišení a rekonstrukce obrazu MRI

K homogennímu poli hlavního magnetu jsou proto přidána pole další. Pole, jehož intenzita roste s osou těla, vytváří tzv. magnetický gradient. Magnetický gradient s podélnou osou nám umožňuje zvolit rovinu řezu, a proto je nazýván „*slice selecting gradient*“ (rovinu řezu určující gradient). V praxi pak například u nohou působí pole o síle 0,45 T (odpovídající  $f = 19,160$  MHz), kdežto u hlavy 0,55 T ( $f = 23,417$  MHz). Vysláním vhodné frekvence vybíráme tedy jen řez, který chceme (Obr. 1) (<http://img412.imageshack.us/img412/9881/obr1y.jpg>).

Pro řez například oblouku aorty bude mít impuls frekvenci 22,566 MHz. Regulovat tloušťku řezu tedy můžeme dvěma způsoby:

- **různým rozsahem frekvence impulsu**, tedy čím větší rozsah pulsu, tím širší řez a vice versa,
- **sklonem gradientu**, jinak řečeno rozsahem pole, ve kterém se tělo nachází. Zde platí, že čím strmější je gradient (větší je rozdíl mezi silou pole u nohou a hlavy), tím užší řez získáme (Obr. 1) (<http://img412.imageshack.us/img412/9881/obr1y.jpg>).

Jelikož jedna souřadnice k prostorovému určení nestačí, je přidáno další pole. Tentokrát je ale pole na dlouhou osu těla kolmé, a síla se tedy mění v pravolevém směru. Díky tomu budou protony umístěné v různých „sloupcích“ těla emitovat různou frekvenci. Tento gradient je nazýván „*frequency encoding gradient*“ (frekvenci určující gradient) či „*readout gradient*“ (odečítací gradient) (Obr.3) (<http://img21.imageshack.us/img21/8024/obr3k.jpg>). Konečné určení bodu v prostoru poskytne třetí gradient, který však funguje poněkud odlišně. Nachází se opět v směru sloupců jako *readout gradient*, je však zapnut pouze na velice krátký okamžik před aplikací samotného *readout gradientu*. To ovlivní frekvenci precese jednotlivých protonů ve sloupci, avšak s ohledem na vzdálenost; tedy ty, které byly ovlivněny polem s vyšší intenzitou, budou mít vyšší frekvenci než zbylé. Jakmile tento gradient pomine, bude Larmorova frekvence protonů ve sloupci opět stejná, jenže už nebudou kmitat ve společné fázi, ale v různé podle toho, jak moc byl gradientem ovlivněny. Tento gradient je proto nazýván „*phase encoding gradient*“ (fázi určující gradient) (Obr. 2) (<http://img682.imageshack.us/img682/1955/obr2y.jpg>). Postup jednotlivých fází v jedné spin-echo frekvenci je znázorněn na obrázku (Obr. 4) (<http://img21.imageshack.us/img21/8024/obr3k.jpg>). Poté, co jsou získány echa frekvencí jednotlivých bodů v řezu, může být z k-prostoru pomocí Fourierovy 2D transformace vytvořen konečný obraz (Obr. 5) (<http://img69.imageshack.us/img69/1520/obr5.jpg>).

Bohužel ani znalost toho, jak zařídit reakci přesně těch žádaných protonů, ještě neumožní získat scan, který by notně odpovídal představám vyšetřujícího lékaře. Všechny pulsy, které jsou aplikovány, nejen že musí být aplikovány, ale musí být aplikovány ve správnou chvíli. Na základě znalosti funkce  $T_1$ ,  $T_2$ , TR a TE časů je možné získat velké množství různých obrazů. Vyšetřovací metod, které se skládají z předem určeného pořadí funkcí, je nespočet, jejich základem však vždy bývají tři obrazy:

- **PD obraz** nese jméno podle zkratky Proton Density (protonová hustota). Na obrázku (Obr. 6) (<http://img69.imageshack.us/img69/2998/14279721.jpg>) vidíme řez lebkou s jeho pomocí,
- druhý obraz je nazýván **T1-vážený** (Obr. 7) (<http://img502.imageshack.us/img502/2408/65275281.jpg>) a je určen  $T_1$  časem jednotlivých tkání,
- poslední **T2-vážený**, jak už název napovídá, je určen  $T_2$  časem tkání (Obr. 8) (<http://img524.imageshack.us/img524/6626/50363678.jpg>).

### Příklady

**Pro pole o síle 3T platí například hodnoty  $T_1$ ,  $T_2$ :**

- Šedá hmota mozková: 1200 ms, 80 ms.
- Bílá hmota mozková: 800 ms, 70ms.
- Mozkomíšní mok: 4000 ms, 600 ms.
- Arteriální krev: 1700 ms, 120 ms.
- Žilní krev: 1500 ms, 40 ms.

### Situace, které mohou vzniknout, vypadají například takto:\*

- Situace 1 odpovídá obrázku (Obr. 9) (<http://img689.imageshack.us/img689/2/t1t2.jpg>)

- Situace 2 odpovídá obrázku (Obr. 10) (<http://img81.imageshack.us/img81/8159/t1t2b.jpg>)

- Situace 3 odpovídá obrázku (Obr. 11) (<http://img22.imageshack.us/img22/1570/t1scan.jpg>)

- Situace 4 odpovídá obrázku (Obr. 12) (<http://img81.imageshack.us/img81/2082/t2scan.jpg>)

### Vysvětlivky k obrázkům

**WM** = bílá hmota mozková **GM** = šedá hmota mozková **CSF**= mozkomíšní mok **Osa x**: čas **Osa y**: síla signálu (T1 signál horní graf, T2 signál dolní graf)

Situace 1 odpovídá obrázku (Obr. 9) (<http://img689.imageshack.us/img689/2/t1t2.jpg>)

**T1:** TR doba je už relativně krátká. Ačkoliv WM už kompletně zrelaxovalo a nevytváří žádný obraz, naproti tomu GM a CSF stále ještě nejsou zcela relaxované a obraz by vydávaly. Na čistě T1 obrazu by tak bylo možné pozorovat rozdíl mezi GM, CSF i prázdná místa (WM) **T2:** TE doba je dostatečně vysoká, aby zrelaxovala většina tkání v mozku na více než 37%. Díky tomu je rozdíl v síle signálu již dost vysoký, aby na čistě T2 obrazu mohly být pozorovány rozdíly v tkáních. Především výrazná je CSF. **Celkový obraz:** Ačkoliv oba obrazy samostatně vydávají solidní rozdíly mezi tkáněmi, jejich zrcadlovost způsobí, že po jejich složení, je výsledný relativní signál jednotlivých tkání téměř totožný, a na scanu tedy nejsou žádné struktury znát. Při kombinaci krátké TE a dlouhé TR tedy obraz nevznikne.

Situace 2 odpovídá obrázku (Obr. 10) (<http://img81.imageshack.us/img81/8159/t1t2b.jpg>)

**T1:** TR doba je velmi dlouhá. Prakticky všechny tkáně za tuto dobu dokážou zrelaxovat. Rozdíl mezi T1 signálem WM a GM je v podstatě neměřitelný, CSF se drobně odlišuje a na samotném T1 obrázku by ho bylo možné slabě rozeznat. **T2:** TE čas je velmi krátký. Za tuto chvíli se ještě nestačily moc projevit rozdíly v tkáních. WM a GW by tedy vydávaly podobně silný signál, CSF téměř maximální. **Celkový obraz:** Kombinace velmi shodných signálů WM a GM v podstatě znemožňuje jejich výrazné rozeznání. Vyšší T2 signál je na úroveň WM a GM dorovnán nižším T1 signálem, a proto i celkový CSF signál je jen velmi nevýrazně odlišný. Takovýto scan s velmi krátkým TE a velmi dlouhým TR dává za vznik PD scanu.

Situace 3 odpovídá obrázku (Obr. 11) (<http://img22.imageshack.us/img22/1570/t1scan.jpg>)

**T1:** Relativně krátká TR doba neumožnila celkovou relaxaci tkání, a tak stále můžeme pozorovat odlišnosti v T1 signálu WM, GM i CSF. **T2:** Minimální TE téměř neumožňuje pozorovat odlišnosti tkání na základě T2. **Celkový obraz:** Výsledný scan v podstatě odpovídá čistě výsledkům T1 signálu, jelikož vliv T2 je minimální. Takovýto scan se proto nazývá T1- vážený obraz.

Situace 4 odpovídá obrázku (Obr. 12) (<http://img81.imageshack.us/img81/2082/t2scan.jpg>)

**T1:** Čas TR je velmi dlouhý. Za tuto dobu už téměř všechny tkáně zcela zrelaxovaly a jejich T1 signál je téměř neodlišitelný. **T2:** Dlouhá TE doba nám už dává možnost pozorovat odlišnosti v postupně relaxujících tkáních na základě T2 signálu. Obzvláště výrazně se projevuje u pomalu relaxujících tkání jako CSF. **Celkový obraz:** Protože zde naopak téměř nezasahuje T1 signál je celý obraz pod vlivem T2, tedy nazývá se T2-vážený.

## Zobrazování MRI

Jevu MRI lze dosáhnout dvojím způsobem:

- Můžeme pracovat **s vnějším magnetickým polem o konstantní magnetické indukci  $B$**  a hledat energii (frekvenci) elektromagnetického vlnění schopnou vyvolat jadernou rezonanci
- Můžeme pracovat **s konstantní energií (frekvencí) elektromagnetického vlnění** a hledáme takovou hodnotu magnetické indukce  $B$ , při které dosáhneme rezonance – v tomto případě **měníme hodnotu Larmonovy precese**

Pokud se vyšetřovaná část těla nachází v homogenním magnetickém poli, pak radiofrekvenční impuls o patřičné energii vyvolá vznik NMR-signálu v celém objemu vyšetřované části těla a informace o lokálních hodnotách rezonance je ztracena. V nehomogenním magnetickém poli však můžeme vytvořit určitý gradient magnetické

indukce  $B$  v určitém směru (například ve směru osy těla vyšetřovaného), čímž získáme stav, ve kterém je rezonanční podmínka splněna jen v úzkém řezu tělem vyšetřovaného kolmém na směr gradientu.

Nastavování těchto gradientů se děje v různých impulsových režimech a je rozdílné u různých variant MR i u různých typů přístrojů a speciálních aplikací. Tímto způsobem můžeme získat prostorově specifické informace o velikosti rezonančního signálu, který je úměrný počtu rezonančních jader v daném místě prostoru, tudíž jsme při použití **Fouriérový transformace** schopni získat i celkovou prostorovou informaci o rozložení rezonujících jader. Rozlišovací schopnosti MRI jsou závislé na jejich konstrukci, při použití supravodivých magnetů v prostředí kapalného helia jsme na základě chemických posunů schopni identifikovat i struktury látek přítomných v dané oblasti, provoz těchto zařízení je však velice nákladný.

Velkou výhodou MRI například oproti CT je, že **jsme schopni získat řezy v různých rovinách** – nejsme omezeni jen na řez příčný, ale můžeme získat i řez sagitální nebo frontální díky nastavení příslušného gradientu magnetické indukce  $B$ . Další výhodou je i fakt, že MRI nepoužívá ionizující záření, čímž je garantována i jistá neinvazivita pro buněčnou tkáň. Pro MRI rovněž mluví i fakt, že **dosud nebyly pozorovány žádné účinky vystavení silným magnetům či radiofrekvenčním impulsům na biologickou tkáň**, proto je tato metoda vhodná i pro použití u dětí a v případě nutnosti i u těhotných po prvním trimestru.

## Výhody

Přesnost zobrazení – na základě rozlišných intenzit signálu měkkých tkání (mozek, srdce, chrupavčitá tkáň...)

Umožňuje rozlišit patologické stavy, které jsou jinak nezobrazitelné

Neinvazivní metoda – nevyužívá škodlivého ionizujícího záření (vhodné i pro těhotné a novorozence)

Informace o krevním oběhu, krevních cévách

Některé angiografické snímky mohou být zobrazeny bez potřeby dodání kontrastní látky

Funkční MRI umožňuje zobrazení obou aktivních částí mozku při jednotlivých aktivitách

## Kontrastní látky

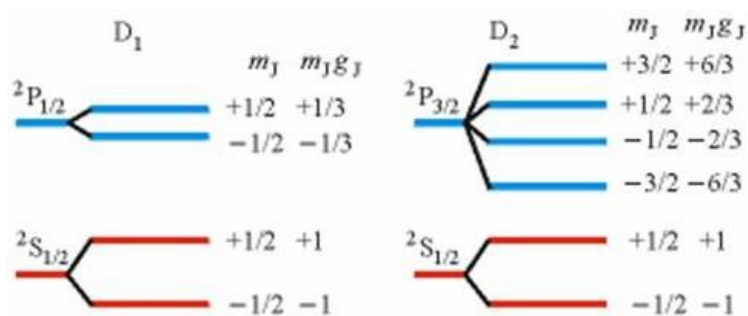
Používají se ke zlepšení obrazu – zviditelňují struktury, které nejsou v nativním obraze rozlišitelné. Principem jejich funkce je usnadnění relaxace protonů, čímž je **zkrácena relaxační doba T1 a T2**. Zkrácení relaxační doby T1 vede k zesílení T1 váženého obrazu, naopak u T2 vede k jeho zeslabení. Kontrastní látky lze rozdělit na látky paramagnetické a superparamagnetické.

Paramagnetické látky zesilují magnetické pole, a to způsobuje zkrácení relaxačního času okolí. Mnohdy obsahují **gadolinium**, které je pro člověka vysoce toxické, proto je vázáno ve formě chelátových komplexů. Mají široké využití, často se používají při vyšetření CNS, protože mohou pronikat poškozenou hematoencefalickou bariérou. Patří sem např. Magnevist (kyselina gadopentetová), Omniscan (gadodiamid), Dotarem (Gd-DOTA, kyselina gadoterová) a Mn-DPDP (mangafodipir, používá se k vyšetření jater). Superparamagnetické látky jsou pevné látky, které se do těla zavádějí formou suspenzí, mají mimořádnou účinnost. Příkladem jsou SPIO (superparamagnetic iron oxide) a USPIO (ultrasmall superparamagnetic iron oxide).

## Zeemanův jev

Jedná se o rozštěpení spektrálních čar atomu, na který působí vnější magnetické pole. Svě pojmenování nese po holandském fyzikovi Pieteru Zeemanovi. Ten v roce 1897 jako první pozoroval štěpení spektrální čáry na triplet v slabém magnetickém poli, což je označováno jako **normální Zeemanův jev**. Většinou však dochází ke štěpení na více čar, tzv. **anomální Zeemanův jev**.

**Energetické hladiny atomů** ve vnějším magnetickém poli jsou kromě závislosti na hlavním kvantovém čísle závislé i na orbitálním a magnetickém kvantovém čísle, a také na magnetické indukci pole  $B$ .



Zeemanův jev

Uvažujme atom vodíku bez hyperjemných struktur. Kvantové číslo  $m_J$  nabývá  $2j+1$  možných hodnot. Ve vnějším magnetickém poli budou těmito stavům v důsledku různé orientace magnetických dipólů v magnetickém poli náležet různé energie. Z toho vyplývá, že každá energetická hladina se rozpadá na  $2j+1$  stejně od sebe vzdálených hladin, které jsou symetricky rozloženy okolo původní hladiny. Rozštěpení čar je větší pro silnější pole.

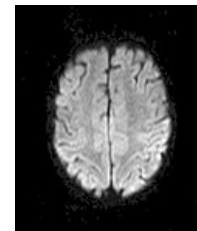
## Speciální aplikace MRI

### Difuzní MRI

**Difuzní MRI** zobrazuje změny signálu způsobené difúzí molekul vody ve tkáních. Takové zobrazení je relativně nezávislé na relaxačních časech T1, T2 i na hustotě protonových jader (PD). Difuzní zobrazení se uplatňuje především při hodnocení patologických stavů mozku (stáří ischemického poškození mozku, traumatické změny mozku, posuzování buněčného složení mozkových nádorů nebo změny v důsledku Alzheimerovy choroby, autismu, schizofrenie apod.). Směr difuze může být zcela náhodný všemi směry (např. v mozkomíšním moku nebo šedé hmotě mozku) nebo omezený pouze na některé směry (např. v bílé hmotě mozku převládá difuze ve směru dlouhých vláken axonů), kdy je všesměrové difuzi bráněno bariérou např. buněčných stěn. Směr difuze lze zjistit mnohonásobným skenováním zvolené vrstvy tkáně v několika směrech. Jednotlivé směry zobrazení se získávají změnou orientace magnetických gradientů. Každý směr gradientu potom zobrazuje jiný směr difuze. V praxi se směr difuze vypočítává nejméně ze 6 směrů, obvykle však z 12 až 256 směrů. Výsledkem difuzního zobrazení může být šedoškálová mapa velikosti difuze (**metoda DWI - Diffusion Weighted Imaging**) nebo barevná mapa mozku (**metoda DTI - Diffusion Tensor Imaging**), kdy jednotlivé barvy určují jednotlivé směry difuze v dané oblasti.

### Metoda DWI - Diffusion Weighted Imaging

Při DWI intenzita každého elementu obrazu (voxelu) odráží rychlosti difuze vody v dané oblasti. Jelikož pohyby vody jsou vysoce dependentní na tepelných podmínkách a vlastním buněčném prostředí, měli bychom být díky DWI schopni pozorovat změny v dané tkáni a tudíž i pozorovat rané změny indikující patologické stavy. Pro ilustraci, DWI je více senzitivní k raným patologickým změnám provázejícím mrtvici než tradiční MRI. DWI se nejvíce hodí pro popis tkání, v nichž dominuje isotropický pohyb vody, tedy šedé hmoty mozkové v kůře mozkové, velkých mozkových jader anebo v těle, kde se zdá rychlost difuze vody přibližně stejná ve všech směrech.



DWI metoda

### Metoda DTI - Diffusion Tensor Imaging

Difuzní tenzorové zobrazování (DTI) je technika magnetické rezonance, která umožňuje měřit omezenou difuzi vody ve tkáních. Rovněž poskytuje užitečné informace o struktuře různých tkání, například tkáně svalové (i srdeční) nebo prostaty.

Při DTI, každému voxelu přísluší jeden nebo více parametrů: rychlost difuze a preferovaný směr difuze. Vlastnosti každého voxelu jsou obvykle vypočítány díky příslušným vektorům, respektive tenzorům, z minimálně 6 směrů. Při některých metodách jsou stovky snímků složeny dohromady a je vygenerován výsledný obraz. Díky většímu objemu informací získaných při DTI se jedná o velice citlivou metodu umožňující nám pozorovat i velice jemné patologie. Navíc můžeme využít i získané směrové informace a sledovat neurální vlákna bílé hmoty mozkové a látky jimi transportované mozkem, tento proces se nazývá *traktografie*.



DTI metoda

## MR angiografie (MRA)

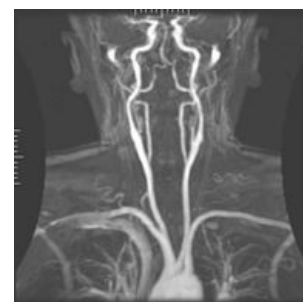
Zobrazovaným parametrem v MRI může být mimo hustoty jader a relaxačních časů T1 a T2 také průtok excitovaných jader. Pohybu jader pak využívá MR angiografie (MRA), metoda zobrazující průtok krve cévami nebo tok mozkomíšního moku. K zobrazení průtoku jader MR angiografií lze

využít několika metod:

- MR angiografie karotid MRA s využitím kontrastních látek
  - CE MRA (Contrast Enhanced)
- MRA bez kontrastních látek
  - TOF MRA (Time of Flight)
  - PC MRA (Phase Contrast)

### MRA s využitím kontrastních látek

Technika CE MRA využívá k zobrazení průtoku jader kontrastní látky. Metoda dokáže odlišit arteriální fázi (plnění tepen krví) od fáze venózní (plnění žil krví). Nejprve je pořízen srovnávací obraz bez kontrastu, poté snímek v okamžiku, kdy je kontrastní látka přítomna v tepnách a nakonec je



MR angiografie karotid

pořízen obraz po přestupu kontrastní látky do žilního systému. MRA obraz je vypočten jako rozdíl mezi snímkem bez kontrastu a snímky s kontrastní látkou v tepnách/žilách. Používají se kontrastní látky na bázi sloučenin kovů.

### MRA bez kontrastních látek

Metody MRA bez použití kontrastní látky jsou **založeny na změnách fáze precesního pohybu částic a velikosti vektoru magnetizace** v přítomnosti gradientního magnetického pole. Změna fáze  $\Delta\phi$  precese je úměrná rychlosti pohybu částic  $v$ , druhé mocnině doby trvání  $t_G$  gradientního pole a velikosti gradientního pole  $G$ :

$$\Delta\phi = v t_G^2 G$$

Fázové změny se pak v MRA obraze projevují **bud' ztrátou signálu (pokles jasu) nebo ziskem signálu (zvýšení jasu)**. Projevují se tedy podobně jako kontrastní látky. Ztráty signálu využívá metoda PC MRA (Phase Contrast), zisku signálu využívá metoda TOF MRA (Time Of Flight).

## Phase Contrast MRA

Pokud zobrazovanou oblast vybudíme RF pulzem, potom excitované částice stacionárních tkání poskytují při detekci silný signál. Vybuzené částice krevního toku ovšem opouštějí snímanou scénu dříve, než je signál zaznamenán, a na snímku se nezobrazí. Ztráta signálu je typická pouze pro vysoké rychlosti toku, při nízkých rychlostech ke ztrátě signálu nedochází. K vymizení signálu ovšem může docházet také při rozfázování precesního pohybu částic, např. při turbulentním proudění (opačné fáze se navzájem vyruší), které se objevuje při vysokých rychlostech toku. Výsledný MRA obraz je vypočten z rozdílů mezi obrazy nasnímanými před a po aplikaci magnetického gradientu.

## Time Of Flight MRA

Pokud zobrazovanou oblast vybudíme několika rychle po sobě jdoucími RF pulzy, potom se částice stacionární tkáně excitují prvním RF pulzem, do příchodu následujícího RF pulzu nestačí plně relaxovat, aby mohla být novým pulzem vybuzena, a poskytují proto pouze slabý signál. Částice krevního toku, které vtékají nově do snímané scény naopak nebyly prvním RF pulzem excitovány, ale následujícím RF pulzem jsou vybuzeny a poskytují silný signál. Zisk signálu, tzv. efektem vtoku, se obvykle projevuje pouze v první vrstvě, do které vstupuje krevní tok. Pomalé toky zpravidla nelze zobrazit. Nevýhodou je také pokles signálu v následujících tomografických vrstvách, do kterých vtéká krev (např. při snímání 3D obrazu), protože částice krevního toku nestačí relaxovat.

## Funkční MR

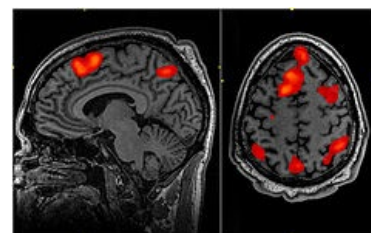
Funkční magnetická rezonance (fMR) se spolu s progresivním vývojem statistických metod a výpočetní techniky rozvíjí jako prostředek pro vizualizaci anatomických struktur mozku zapojených do mechanismů vnímání, řízení motoriky a myšlení. Slouží tedy k funkčnímu zobrazení mozkové aktivity. Podstatou metody je změna prokrvení a objemu krve v aktivní oblasti mozkové kůry (perfuzní fMRI) a na rozdíl od standardní magnetické rezonance má schopnost detekovat dynamické změny signálu způsobené lokálním kolísáním poměru oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu v závislosti

na neuronální aktivitě (BOLD – Blood Oxygenation Level Dependent). Neokysličená forma hemoglobinu má paramagnetické vlastnosti a chová se jako přirozená MR kontrastní látka a tedy v místech s jeho vyšší koncentrací dochází ke vzniku magnetických nehomogenit, kvůli kterým je rychlejší ztráta energie excitovaných protonů a tím i větší lokální úbytek radiofrekvenčního signálu. Aktivní oblast mozku, která spotřebovává více kyslíku, potom poskytuje silnější signál než okolí.

Při fMRI vyšetření se opakovaným skenováním získávají obrazy celého objemu mozku v klidu i při aktivním řešení úkolů (reakce na podnět, pohyb končetin, tvorba slov, atd.). Změny mozkové aktivity jsou měřeny z rozdílů dvojic obrazů pořízených v klidu a při mozkové činnosti.

K detekci se používá metoda Echo Planar Imaging (EPI). Ta umožňuje pomocí rychlých změn magnetického pole zaznamenávat signál z celého řezu (objemu) po jednom nebo několika radiofrekvenčních pulzech. Získaný signál se poté rozdělí na konečný počet vzorků, které v sobě mají informaci o signálu z každého místa řezu.

Funkční magnetická rezonance umožňuje specifikovat diagnostiky některých neurologických i psychiatrických onemocnění a poskytuje možnosti plánování chirurgických výkonů.



fMRI snímek během zátěže paměti

## Přístrojové vybavení

Pacient se položí do gantry (tunelu) MR přístroje a tam je vystaven silnému homogennímu magnetickému poli MR magnetu (v rozmezí 0,5–3T). Aby bylo možné odlišit signály z různých vrstev tkání, je přidáno další magnetické pole tvořené tzv. gradientovými cívkami. Pro vyšetření jednotlivých částí těla se používají povrchové cívky („organové cívky“). Tyto cívky slouží pro přijímání signálu v bezprostřední blízkosti vyšetřované oblasti, výsledný signál je tedy silnější (hlavová, krční páteřní, ramenní cívky atd.) a kvalita zobrazení je vyšší.

fMRI je vyšetření, při kterém je nutná spolupráce pacientů. Správné provedení zadaného úkolu je totiž zásadním bodem v celém vyšetřovacím řetězci. U některých kognitivních úloh (např. test slovní plynulosti) je nemožné při snímání fMRI dat výkon pacienta přímo objektivizovat a ověřit tak, zda vykonával úlohu podle zadání.

Vyšetření je ovládáno počítačem a opatřená obrazová data jsou následně zpracována programy pro analýzu obrazu. Předzpracování, statistická analýza a vyhodnocení výsledků již většinou probíhá mimo vlastní MR pracoviště. Je nutné, aby bylo pracoviště stíněno a nedocházelo tak k rušení vysílacími frekvencemi radiových vln. Stěny vyšetřovací místnosti jsou izolovány Faradayovou klecí.

## MR spektroskopie

Nukleární magnetická rezonanční spektroskopie, častěji známá jako MR spektroskopie, je výzkumná technika, která využívá magnetických vlastností některých atomových jader k určení fyzikálních a chemických vlastností atomů nebo molekul, v nichž jsou tato jádra obsažena. MR spektroskopie je založena na principu nukleární magnetické rezonance a poskytuje podrobné informace o struktuře, dynamice, reakčním stavu a chemickém prostředí molekul. Intramolekulární magnetické pole kolem atomu v molekule mění rezonanční frekvenci a tím zajišťuje přístup k podrobným informacím o elektronové struktuře molekuly.

MR spektroskopie umožňuje neinvazivní sledování biochemických pochodů v různých orgánech jak za normálních, tak patologických podmínek. MR spektroskopie je jednou z mála technik, které umožňují stanovení zastoupení metabolitů ve tkáních in vivo, a proto bývá někdy označována jako in vivo MR biopsie.

## Typy MR spektroskopie

### Protonová <sup>1</sup>H MR

U protonové <sup>1</sup>H MR spektroskopie je možné získat informace o zastoupení a koncentraci některých sloučenin obsahující vodík. Cívka je zaostřena na frekvenční pásmo, ve kterém rezonuje vodík v různých sloučeninách (63MHz) – N-acetyl aspartát NAA, kreatin, cholin, myoinositol, laktát, glutamát, aspartát, GABA. Tato metoda se uplatňuje především ve sledování metabolismu mozkové tkáně.

### Fosforová <sup>31</sup>P spektroskopie

U fosforové <sup>31</sup>P spektroskopie získáváme informace o relativním zastoupení metabolitů obsahující fosfor, který je přítomen především v makroergních fosfátech (fosfomonoestery PME, fosfodiester PDE, ATP, ADP, fosfokreatin, anorganický fosfát (Pi)). Fosforová spektroskopie (<sup>31</sup>P MRS) je vhodná pro popis energetického metabolismu tkáně či orgánu. Nejčastěji je využívána k vyšetřování pacientů s metabolickým onemocněním svalů. V posledních letech byly metodou fosforové spektroskopie sledovány změny energetického metabolismu jater.

### Využití

Nejvíce je MR spektroskopie využívána v chemii a biochemii ke zkoumání vlastností organických molekul. Metoda umožňuje neinvazivní, in vivo měření koncentrace řady chemických sloučenin v CNS. Slouží také k hodnocení různých biologických procesů – membránový a energetický metabolismus, koncentrace excitačních a inhibičních neurotransmiterů. Údaje získané pomocí MR spektroskopie mohou poskytnout nový pohled na příčiny, diagnostiku i terapii řady neuropsychiatrických chorob.

## Odkazy

### Související články

- Principy diagnostických zobrazovacích metod
- Zobrazovací metody v neurochirurgii

### Použitá literatura

- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- ŽIŽKA, Jan a Vlastimil VÁLEK, et al. *Moderní diagnostické metody. III. díl, Magnetická rezonance*. 1. vydání. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.
- CHLEBUS, P, M MIKL a M BRÁZDIL. Funkční magnetická rezonance – úvod do problematiky. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, roč. 6, vol. 3, s. 133-138, dostupné také z <[http://fmri.mchmi.com/articles/chlebus\\_prehled.pdf](http://fmri.mchmi.com/articles/chlebus_prehled.pdf)>. ISSN 1213-1814.
- SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN, et al. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* [online]. Brno : Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně, 2013, dostupné také z <[http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovací\\_metody.pdf](http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovací_metody.pdf)>.
- HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vydání. Brno : Neptun, 2001. 396 s. ISBN 80-902896-1-4.
- ROSINA, Jozef, Jana VRÁNOVÁ a Hana KOLÁŘOVÁ, et al. *Biofyzika : Pro zdravotnické a biomedicínské obory*. 1. vydání. Praha : Grada, 2013. 0 s. ISBN 978-80-247-4237-3.

### Internetové zdroje

- Autor neznámý, Princip MRI, [http://fmri.mchmi.com/main\\_index.php?strana=13](http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13)
- Autor neznámý, NMR, [https://physics.mff.cuni.cz/vyuka/zfp/txt\\_410.pdf](https://physics.mff.cuni.cz/vyuka/zfp/txt_410.pdf)
- Autor neznámý, MRS, [1] ([https://en.wikipedia.org/wiki/Nuclear\\_magnetic\\_resonance\\_spectroscopy](https://en.wikipedia.org/wiki/Nuclear_magnetic_resonance_spectroscopy))
- Evžen Amler, Elektřina a magnetismus, <https://moodle.mefanet.cz/login/index.php>
- Jakub Nezval, NMR, <http://artemis.osu.cz/biofyzika/Studium/Studmat/material/NMR.pptx>
- Jitka Mazánková, Kontrastní látky a jejich nežádoucí účinky, [https://is.muni.cz/th/326352/lf\\_b/Kontrastni\\_latky\\_a\\_jejich\\_nezadouci\\_ucinky.pdf](https://is.muni.cz/th/326352/lf_b/Kontrastni_latky_a_jejich_nezadouci_ucinky.pdf)
- Karla Miller, Manus Donahue, Rob Tijssen, Dan Bulte, Jamie Near, MRI Physics Course, FMRIB Centre – Department of Clinical Neurology, University of Oxford, <https://www.win.ox.ac.uk/education/graduate-training-course/program/lectures/mri-physics/mri-physics-course>
- Miloš Vojtíšek, RF cívka pro MR systém, [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=40375](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=40375)

- Viktor Babjak, Zeemanov jav,  
<https://www.viktorbabjak.cz/domains/viktorbabjak.cz/public/documents/practical/prak4-17-zeemanov-jav.pdf>

## Obrázky

- Obrázky 1–5, zdroj: VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody. III. díl, Magnetická rezonance*. 1. vydání. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 8070132256.
- Obrázky 6–12, zdroj: Manus Donahue, Contrast Manipulation, FMRIB Centre – Department of Clinical Neurology, University of Oxford