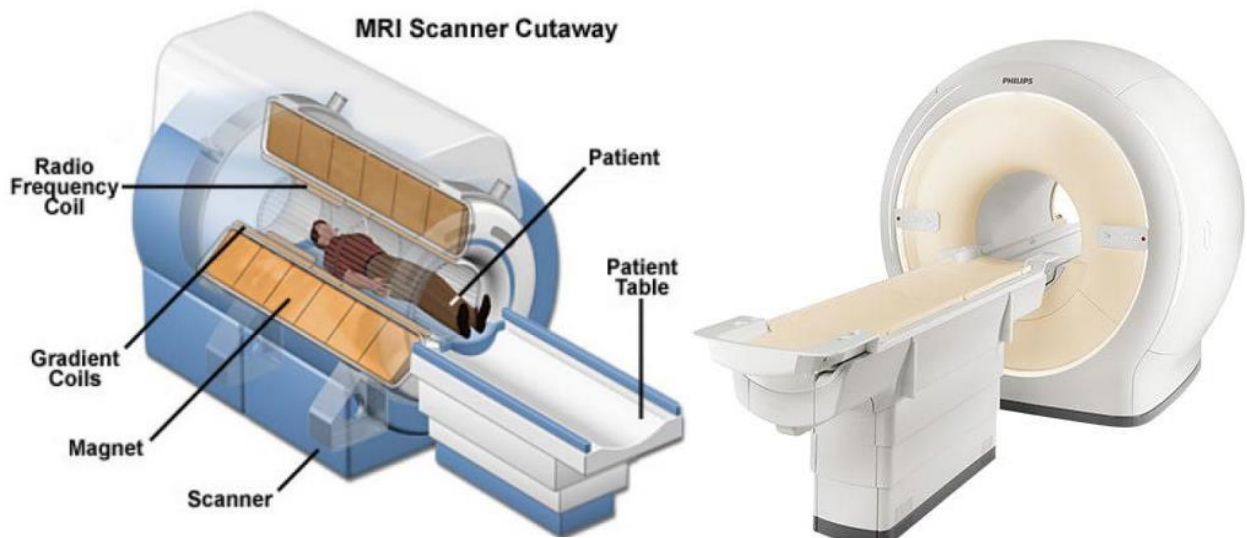


Magnetická rezonance

1. Dělení přístrojů dle konstrukce:

- Permanentní** je velmi těžký, vyrobený z feromagnetických slitin, chlazení klimatizací, ke vzniku magnetického pole není zapotřebí el. proud, přístroje do 0,35T, dnes se již prakticky nepoužívá
- Rezistivní odporové** elektromagnet, jehož magnetické pole se vytváří průtokem elektrického proudu o vysoké intenzitě, jedná se o duté měděné vodiče, kterými protéká voda určená k chlazení chlazení vodou, MR přístroj může být krátký a otevřený (klaustrofobie, děti), 0,15 - 0,4 T
- Supravodivé** permanentní magnet chlazený Heliem při teplotě blízké se absolutní nule (-269°C), při tak nízké teplotě je ve vodiči prakticky nulový odpor, 0,5 - 9T



2. Dělení přístrojů dle magnetického pole B_0 :

- velmi nízké < 0,2 T
- nízké 0,2 – 0,5 T
- střední 0,5 – 1,0 T
- vysoké 1,0 – 3,0 T
- velmi vysoké 3,0 – T

3. Hardware:

- homogenní stacionární pole
- chladicí zařízení (tekuté Helium -269°C)
- gradientní cívky
- radiofrekvenční vysílač a radiofrekvenční cívky
- vysokofrekvenční přijímač a přijímací cívky
- počítačový systém

- stínění (Faradayova klec)
- příslušenství (signalizační balónek, sluchátka, injektor

4. Výhody a nevýhody MR

Výhody: vysoký kontrast v rozlišení měkkých tkání, možnost zobrazení ve všech rovinách (koronální, sagitální, transverzální), možnost nativního zobrazení cévního řečiště, absence ionizujícího záření

Nevýhody: vysoká pořizovací cena i vyšší náklady na jednotlivá vyšetření, délka vyšetření, kontraindikace

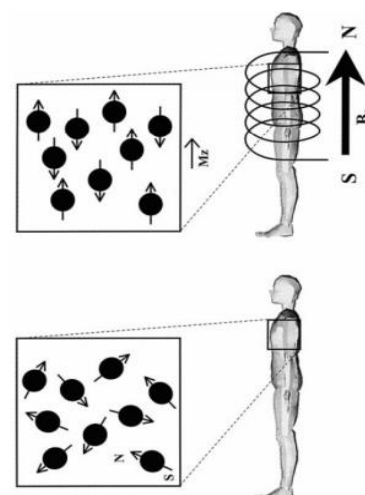
5. Fyzikální princip

Neinvasivní zobrazovací metoda, která **nevyužívá** ionizujícího záření. Tato metoda poskytuje informace nejen o vnitřní stavbě těla, ale i o fyziologii a funkci jednotlivých orgánů.

Využívá se změny chování některých atomových jader umístěných v silném magnetickém poli při současném použití radiofrekvenčních impulzů. Jedná se o prvky s lichým nukleonovým číslem jako je ^1H . Tento prvek je pro medicínské využití v MR naprosto ideální, protože je součástí molekuly vody a ta je v lidském těle hojně zastoupena – 63%. Dají se však zobrazovat i jiné prvky: ^{13}C , ^{18}F , ^{23}Na , ^{31}P .

Atomová jádra mají vlastnost zvanou jaderný spin. Je to kvantově-mechanická vlastnost, kterou si můžeme představit jako rotaci kolem své osy (malé rotující magnety). Můžeme však detekovat pouze jádra, které mají nenulový jaderný spin (liché nukleonové číslo).

Za normálních okolností jsou protony orientovány nahodile (tak, že se jejich magnetické momenty vzájemně ruší) a tkáň tak nevykazuje žádné magnetické vlastnosti. V případě působení vnějšího magnetického pole B_0 , se protony zorientují podél siločar magnetického pole – mohou být buď ve vysokoenergetickém stavu (orientovány proti vnějšímu magnetickému poli - antiparalelně) nebo nízkoenergetickém stavu (orientovány po směru vnějšího magnetického pole – paralelně). Z Boltzmannova rozdělovacího zákona plyne, že více částic se nachází v nízkoenergetickém stavu (5ppm v 1,5T). Tedy výsledný magnetický moment je souhlasný s vnějším magnetickým polem B_0 – **Longitudinální magnetizace** (vektor magnetizace do osy z). *vektor – součet všech dílčích mag.momentů v objemové jednotce látky*



Dalším vlivem působení vnějšího magnetického pole B_0 je **precesní pohyb**. Jedná se o rotační pohyb opisující plášť kužele. Frekvence precesního pohybu je Larmorova frekvence a ta je úměrná indukci působícího pole B_0 a vlastnostem částic (gyromagnetická konstanta).

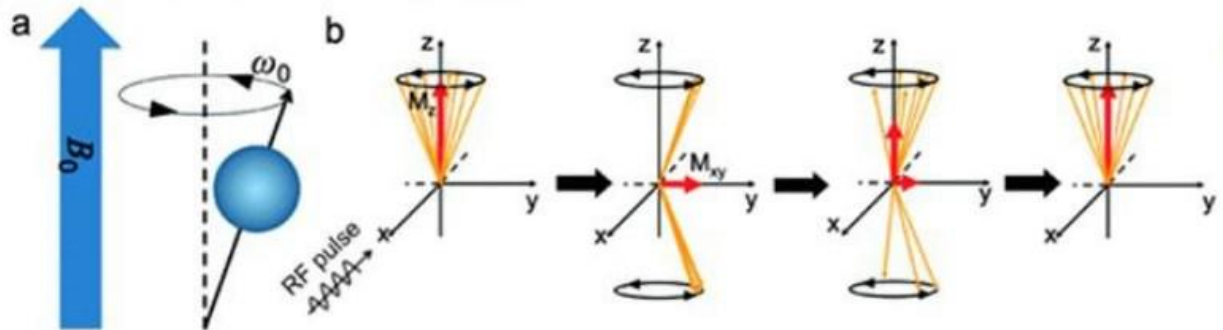
$$\omega = \gamma * B_0$$

(ω – rychlost otáčení, B_0 – síla magnetického pole a γ – gyromagnetická konstanta)

Samotnou podélnou magnetizaci v pozici rovnoběžné se siločarami magnetického pole B_0 (osa z) nelze měřit, protože je mnohonásobně menší než velikost vnějšího magnetického pole. Musíme tedy dodat energii, která umožní změnu uspořádání protonů a magnetický moment bude mít jiný směr a bude detekovatelný. energii dodává radiofrekvenční impulz o Larmorově frekvenci - excitace. Po jeho vypnutí dochází k deexcitaci (relaxaci) – uvolňuje se nadbytečná energie ve formě elektromagnetického záření. Uvolnění energie se děje postupně a intenzita signálu (FID - free induction decay) se stále snižuje. Doba trvání tohoto jevu se měří tak, že elektromagnetická energie FID se na povrchové cívice převádí na el. energii, kterou měříme.

Excitace – dodání RF pulzu způsobí vychýlení celkového vektoru magnetizace z osy Z o uhel θ (záleží na velikosti a době trvání RF pulzu), nejčastěji se aplikují pulzy 90° a 180° - **Tranzverzální magnetizace** (vektor magnetizace do roviny xy). V této fázi také dochází k sfázování precesního pohybu všech částic.

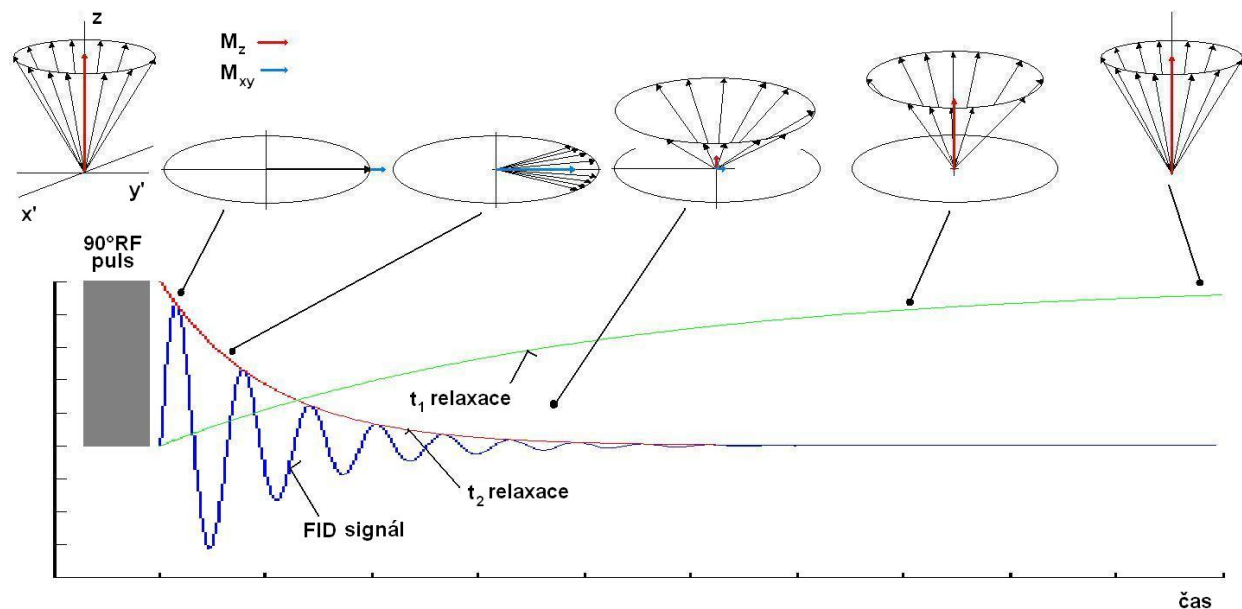
Deexcitace – ukončení RF pulzu, vektor se vrací do původní polohy - relaxace. Tranzverzální magnetizace zaniká a podélná narůstá. Při tomto ději se uvolňuje přebytečná energie a ta se detekuje jako MR signál.



Relaxace T1 (spin-mřížková relaxace) – longitudinální relaxace, je to návrat vektoru magnetizace do osy z, doba potřebná k dosažení 63% původní velikosti vektoru magnetizace, T1 má různou dobu relaxace pro různé tkáně 150-2000ms

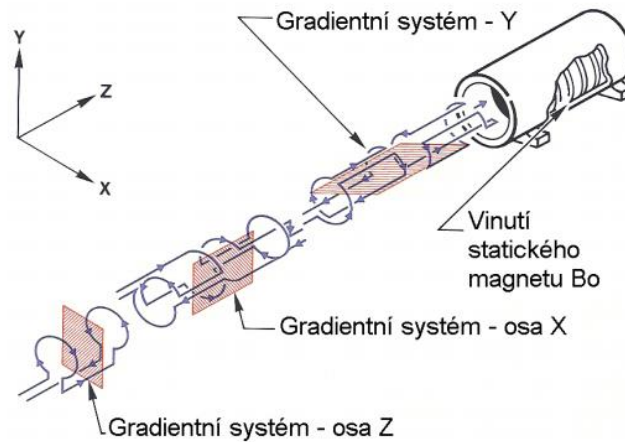
Relaxace T2 (spin-spinová relaxace) – tranzverzální relaxace, doba potřebná k dosažení 37% původní velikosti vektoru příčné magnetizace – rozfázování, doba T2 je podstatně kratší než T1

Oba relaxační děje probíhají současně. Tkáně s vysokým obsahem tekutin (vody) mají T1 čas dlouhý a T2 krátký, kdežto tkáně s vysokým obsahem tuku mají oba časy krátké.



6. Cívky

Gradientní cívky (poziční kódování)



Umožňují prostorovou lokalizaci signálu, prostřednictvím gradientních magnetických polí v osách x, y, z. Magnetické gradienty působí přes hlavní magnetické pole B_0 a zvyšují jeho sílu tak, že v žádném místě není stejná. Způsobí, že vodíková jádra precedují s různou frekvencí v různých částech těla.

Larmorova frekvence lokálně - $\omega_L = g \cdot [B_0 + B_{g(x)}]$

Gradientní systém zodpovídá za max. dosažitelné prostorové rozlišení - max. amplituda, rychlost náběru gradientu zodpovídá za rychlost měření a nejkratší dosažitelné TE (TR) - Slew- rate.

gradient Z – zajišťuje výběr měřené vrstvy („slice-selecting gradient“), aplikuje se současně s RF pulsem, aktivují se pouze ty protony, které odpovídají frekvenci aplikovanému RF pulzu

gradient Y - fázové kódování (phase- encoding gradient), následné působení dalšího gradientu způsobí zvýšení magnetického pole, zvýší svou Larmorovu frekvenci \Rightarrow rychlejší precese, když gradient vypneme, vrátí se Larmorova frekvence protonu na původní frekvenci, ale již zůstanou fázově posunutá

gradient X - frekvenční kódování (frekvence - encoding gradient), je aktivní během snímání signálu „readout gradient“, aplikací gradientu se změní Larmorova frekvence precesního pohybu jader na různých pozicích ve směru osy x

Radiofrekvenční cívky

- celotělová (body coil) - funguje jako přijímač nebo vysílač RF pulzu
- povrchová (surface coil) – přikládají se přímo na pacienta a jsou specializované přímo na oblast zájmu (dedikované cívky: hlavová, hlavo-krční, ramenní, zápěstní, kolenní, prsní ...), většinou pouze přijímací (detekují FID signál)
- více-segmentové cívky (array coil)

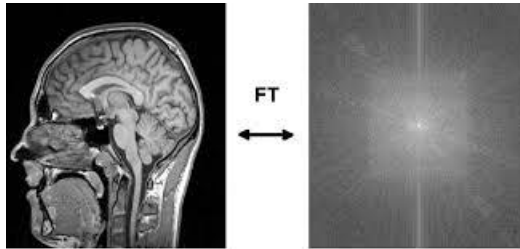
Ideální je pro dosažení co nejlepšího prostorového rozlišení a poměru S/Š použití speciálních cívek pro každou část těla.

Vyrovňovací cívky (Shim coils)

Slouží ke korekci nehomogenit statického magnetického pole B_0 . Je to důležitá součást optimalizace kvality obrazu. V případě, že nepoužijeme vyrovnávací cívky, dochází ke geometrickému zkreslení obrazu.

7. K-prostor a kvalita obrazu

K – prostor – matice všech naměřených frekvencí signálů, která se přepočítá pomocí Fourierovy transformace na obraz,



K-prostor je symetrický kolem svého středu a informace o **kontrastu a poměru signál/šum (S/Š)** jsou rozdělena právě kolem středu, což je oblast nízkých frekvencí. Pokud ztratíme data v této oblasti, dojde ke ztrátě obrazu.

Rozlišení obrazu je uloženo na periferiích k-prostoru, což jsou vysoké frekvence. Ztráta těchto dat způsobí rozmazání obrazu.

Podvzorkování vzniká v případě, že zvolíme příliš řídké skenování K-prostoru, vznikají tak artefakty v obraze jako je překlopení struktur vně obrazu do obrazu (over-folding).

měření K-prostoru: karteziánský (lineární) – měření řádek po řádku (SE, GRE), měření více paralelních řádku najednou za jeden repetiční čas (TSE)

radiální – radiálně orientované řádky protínající se ve středu k-prostoru

spirální – náběr dat probíhá se začátkem ve středu K-prostoru

centrický – nejdříve jsou naměřena data ze středu k-prostoru (nízké frekvence)

eliptický-centrický – využívá se u 3D sekvencí (třeba kontrastní MRAG), nejdříve jsou naměřena data nízkých frekvencí

Kvalita obrazu

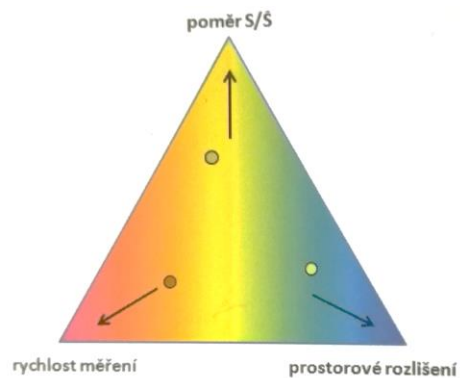
šum - je ovlivněn kvalitou RF cívky a průměrováním (průměrování je opakování měřeného signálu, lze takto snížit náhodný šum, ale výrazně prodlužuje čas měření), čím větší je velikost statického magnetického pole B_0 tím šum klesá

signál - je ovlivněn magnetickým polem, volbou voxelu (tloušťka vrstvy a maticí a FOV), a volbou sekvence (šířka pásma a počet kroků fázového kódování)

poměr signál/šum – měřítko kvality naměřeného obrazu,

prostorové rozlišení – určuje velikost voxelu, voxel je objemový 3D element a pixel 2D element, velikost pixelu je ovlivněna Field of View (FOV) a poměrem akvizitní matice

kontrast obrazu – záleží na typu sekvence a jejích parametrech (šířka pásma BW, asymetrické echo, počet kroků fázového kódování)



8. Artefakty MR obrazu

Pohybové:

- pohyby z dýchání – lze odstranit použitím krátkých sekvencí se zadržným dechem (breath hold), nebo sekvence s dechovou navigací
- srdeční pulzace – srdce vyšetřujeme se synchronizací s EKG,
- peristaltika střev – lze chvilkově utlumit medikamentózně,
- pohyby pacienta – fixace pacienta
- krevní toky a pulzace – lze ovlivnit volbou směru fázového kódování, prostorovou presaturací

Chemický posuv (chemical shift):

projevuje se zvýšením nebo snížením intenzity signálu na rozhraní tkání s velkým obsahem tuku a vody, voda a tuk mají rozdílnou rezonanční frekvenci - posun v obraze ve směru frekvenčního kódování

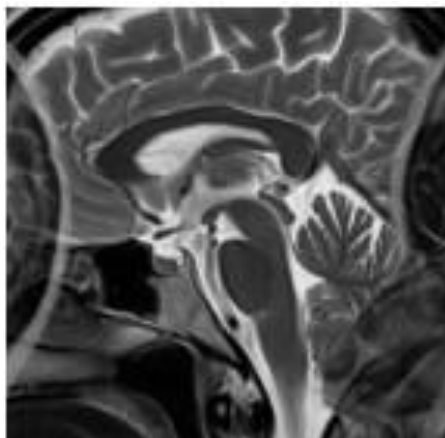
Systémové:

vliv nehomogenity magnetického pole B_0 – pokles signálu v MR obraze, nedokonalost gradientů – geometrická distorze, degradace obrazu nebo buch přes obraz

Artefakty MR zobrazení:

efekt částečného objemu – je zvolen příliš velký voxel způsobuje neostrost obrazu, špatný kontrast změnu signálu v obraze – náprava je zmenšení voxelu

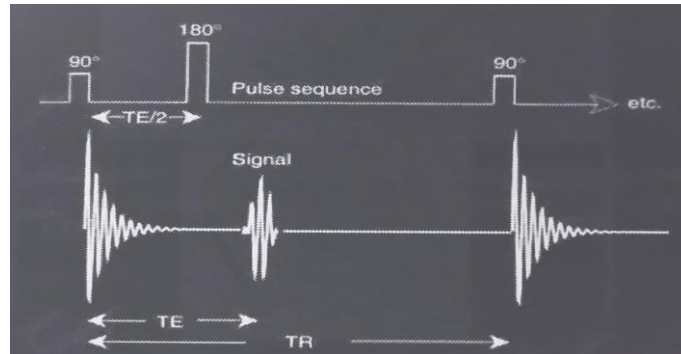
překlopení („wrapp around“) – zvětšit FOV, změna orientace fázového kódování, oversampling



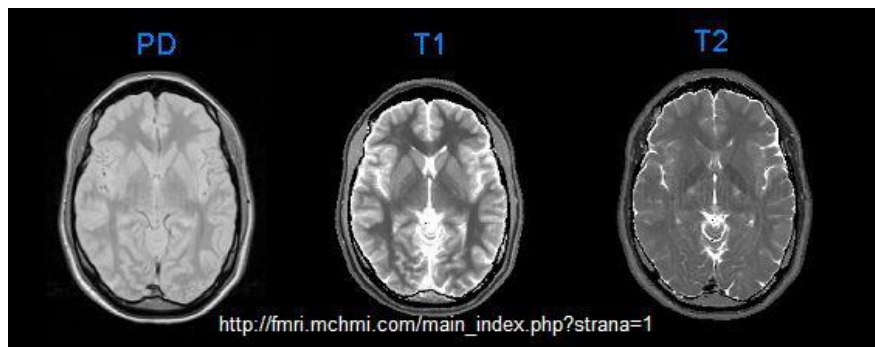
9. Základní vyšetřovací sekvence

Spin echo sekvence (SE)

Dochází zde k rozfázování a znovu sfázování příčné magnetizace. Aplikují se RF pulzy o sklápěcím uhlu 90° a 180° .



- **T1 vážený obraz** – krátká doba TR (čas repetiční) i TE (echo čas) např: TR 400 - 700 ms, TE 10 - 20 ms, tekutina je tmavá (hyposignální) a tuk světlý (hypersignální),
- **T2 vážený obraz** – dlouhá doba TR (2000 ms) i TE (80 - 120 ms) tekutina je světlá (hypersignální), tuk je tmavý (hyposignální),
- **Proton denzitní zobrazení** – dlouhé TR (2000 ms) a Krátké TE (10 - 20 ms), tkáně s vyšším obsahem vody jsou tmavší

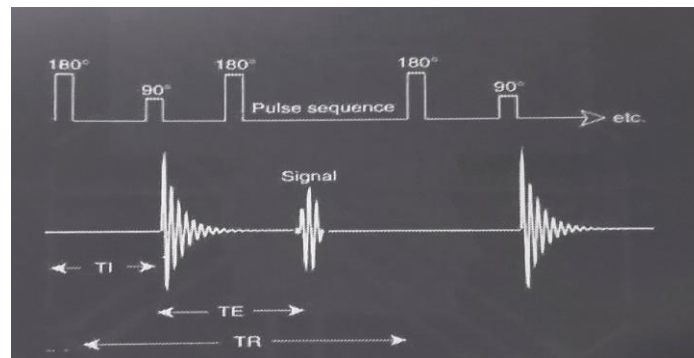


Turbo spin echo (TSE) - rychlá varianta spinového echa, zrychlení je dáno náběrem více n-řádků k-prostoru během jednoho TR, parametr n je turbo faktor (ETL – echo train length), takto můžeme urychlit sekvenci oproti SE,

Nevýhodou tohoto měření je vyšší SAR (Specific Absorbance Rate) – výkon absorbovaný v tkáni o jednotkové hmotnosti W/kg → zahřívání. Snížení citlivosti vůči efektům susceptibility (schopnost tkáně stát se magnetickou) např.: diamagnetická tkáň a paramagnetický hemosiderin způsobí lokální nehomogenitu magnetického pole a tím pokles signálu a silnější signál tuku v obraze.

Single shot – rychlé sekvence založené na redukci K-prostoru zhruba na 50%, periferní signály jsou vynulovány, čímž se zkrátí Fourierova transformace na polovinu, má dlouhé ETL, využívá se u vyšetření srdce, břicha nebo plodu

Inversion recovery – TI (inverzní čas), vzniká přidáním inverzního pulzu 180° před sekvencí SE, slouží jako příprava magnetizace a ovlivní kontrast obrazu



- **FLAIR** (Fluid Attenuated Inversion Recovery) – potlačení likvoru
- **STIR** (Short Tau Inversion Recovery) – potlačení tuku

Gradientní spinové echo – vzniká aplikací dvojice gradientních pulzů po jednom excitačním RF pulzu, u gradientního echa je sklápěcí úhel menší než 90° , je zde absence 180° pulsu což má negativní vliv na lokální homogenitu magnetického pole a susceptibilitu

MR Angiografie

Time of Flight (TOF) – do měřené vrstvy přitékají neexcitované spiny, RF pulsy s malým vychylovacím úhlem a krátkým TR zesílíme jejich signál, nepodává se kontrastní látka (KL)

Fázový kontrast (PC) – technika, kterou zobrazíme pohyb tekutiny, fáze je stav magnetizace, který se může změnit (posunout) v pohybu a je zdrojem signálu, využívá se bipolárního gradientního pulzu (kóduje rychlost do fáze), měřením fázových změn lze vypočítat rychlost, nepodává se KL

Kontrastní MRA – s aplikací paramagnetické KL bolusem intravenózně, aplikace KL probíhá přes tlakovou stříkačku, následuje aplikace fyziologického roztoku, který protlačí KL do žilního řečiště požadovanou rychlostí, pro dobré zachycení cév s KL záleží na načasování spuštění měření:

nástřikem 2 ml KL – před samotnou aplikací bolu, podáme malinké množství KL a zjistíme tak čas kdy se dostane KL do oblasti zájmu

CARE BOLUS – sledování KL do oblasti zájmu pomocí MR skioskopie

Funkční MRI

Slouží k mapování aktivních oblastí mozku při určité stimulaci (mapování řečových či motorických center). Mapování provádíme na základě perfuze (lokální zvýšení průtoku krve) či změny oxygenace krve (BOLD – změna poměru okysličené a neokysličené krve v místě neuronální aktivity). Před samotnou funkční sekvencí předchází sekvence, která sejme anatomické snímky ve vysokém rozlišení, které slouží jako matice pro zobrazení výsledných aktivačních map. Během funkčního měření jsou pacientovi dávány pokyny pomocí dataprojektoru (např.: myslí na určitá slova nebo vytváří z podstatných jmen slovesa). Z tohoto vyplývá, že je zapotřebí plná spolupráce pacienta.

DWI

Zobrazení změn signálu způsobených difuzí molekul vody ve tkáních. Difuze je náhodný translační pohyb molekul, jehož zdrojem je tepelná energie. Slouží k hodnocení patologických stavů především mozku (stáří ischemického postižení mozku, traumatické změny mozku ...). K měření difuze se používá dvou pulzů gradientu magnetického pole. U nehybných spinů - během prvního pulzu dojde k rozfázování magnetizace všech spinů a s druhým pulzem, který má opačnou polaritu opět magnetizaci sfázuje. Náhodně difundující spiny v důsledku Brownova pohybu nelze sfázovat, a proto po druhém pulzu je signál značně ovlivněn difuzí spinů (čím je difuze větší tím je signál slabší).

10. Stínění

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

Faradayova klec - stínící kryty se stínícím faktorem větším nežli 100dB. Používají se např. tenké kovové fólie, plechy, kovové pěny, nátěry, atd. Typicky se používá měď nebo nikl.

11. Rizika

silné magnetické pole – Magnetické pole může do gantry magnetu vtáhnout feromagnetické předměty až ze vzdálenosti několika metrů. Může způsobit pohyb kovových implantátů či jiných kovových těles v těle a poškodit elektronické implantáty (pacemakery, kochleární implantáty, ...). Poškodit elektronická zařízení ve svém okolí a poškodit magnetická média (kreditní karty, disky, ...).

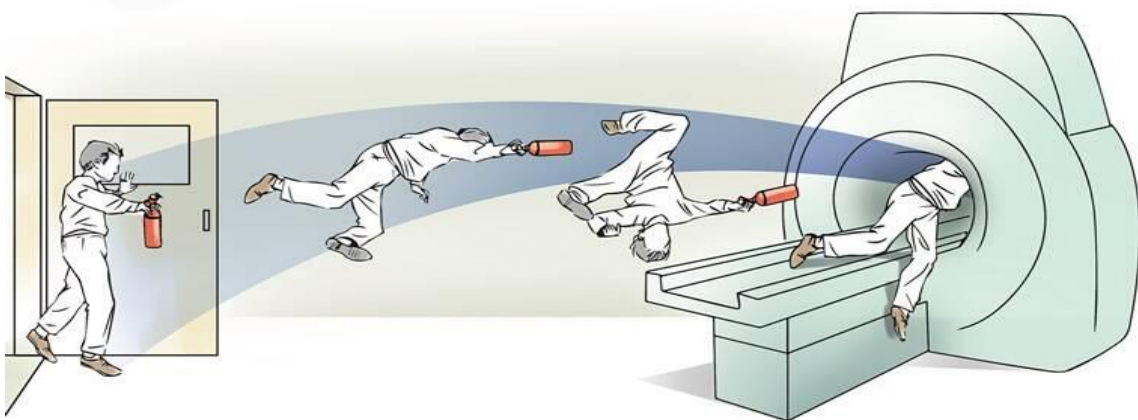
stimulace periferních nervů – způsobuje gradientní magnetické pole,

hluk – způsobuje rychlé spínání gradientních cívek, je potřeba ochrana sluchu (sluchátka), hluk může pro některé pacienty představovat problém, především pro těhotné a pacienty s psychiatrickými diagnózami

ohřev tkáně – v důsledku aplikace vysokofrekvenčního RF pole, většina aplikované RF energie se mění v teplo ohřívající tkáň SAR(Specific Absorbtion Rate, W/kg). Při celotělovém SAR = 4 W/kg u dobrovolníků- žádné zvýšení teploty a u 6 W/kg je to dobře tolerováno. Zvýšení teploty v těle je minimální kdežto na povrchu je zvýšení větší.

Kontraindikace :

- | | |
|-----------|---|
| absolutní | kardiostimulátor (s výjimkou MR kompatibilních kardiostimulátorů), ponechané elektrody po deplantaci kardiostimulátoru
defibrilátor,
elektronické implantáty (kochleární či inzulinová pumpa) – pokud není písemně doložena jejich kompatibilita MR,
těhotenství první trimestr
kovová tělesa v oku - mohlo by dojít vlivem magnetického pole k posunutí kovu |
| relativní | stenty a kovový embolizační materiály, kloubní náhrady, osteosyntetický materiál a dentální implantáty – méně než 6 týdnů od implantace pokud není doložena jejich kompatibilita s MR |



Pozor na kovové materiály!!!!!!!!!!!!!!

Autor textu: Ing. Mariana Kleinová, RA - KRNM FN Brno

Doporučená a použitá literatura:

1. MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-109-4.
2. ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-179-7.
3. PLEVA, Martin, Petr OUŘEDNÍČEK a Jan ŽIŽKA. *MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3931-1.
4. NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1

Zdroje obrázků:

1. DOSTÁL, Marek. Základní fyzikální principy vybraných typů magnetické rezonance [online]. In: . [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/3251256/>
2. Princip MRI. In: FMRI Brno [online]. [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13
3. NOVÁK, Vilém. Diagnostické metody v medicíně. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3101-5.
4. PALEČEK, Tomáš. MRI Srdce [online]. In: . [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <https://www.kardio-cz.cz/data/clanek/420/dokumenty/763-mrisrdcepalecekproatestanty.pdf>
5. Philips: MRI systems & solutions [online]. In: . [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.philips.cz%2Fhealthcare%2Fsolutions%2Fmagneticresonance&psig=AOvVaw2sfu8cuwNiiCceprk5LY5e&ust=1603407712923000&source=images&cd=vfe&ved=0CAIQjRxqFwoTCPDa7a3lxuwCFQAAAAAdAAAAABAD>
6. QUESTIONS AND ANSWERS IN MRI: MRI systems & solutions [online]. In: . [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <https://www.google.com/url?sa=i&url=http%3A%2F%2Fmri-q.com%2Fwrap-around-artifact.html&psig=AOvVaw2lzlTZqLs4PcpwP3aA7QrO&ust=1603408272357000&source=images&cd=vfe&ved=0CAkQjhxqFwoTCJCL37jnxuwCFQAAAAAdAAAAABAD>
7. Story of an extraordinary death: How MRI machines work, and can (in rare cases) kill. In: The Indian Express [online]. [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2FIndianexpress.com%2Farticle%2Fexplained%2Fstory-of-an-extraordinary-death-how-mri-machines-work-and-can-in-rare-cases-kill-5051494%2F&psig=AOvVaw0n2HsJdlOpTSLrXnouHaYg&ust=1603408567044000&source=images&cd=vfe&ved=0CAkQjhxqFwoTCKDbz8joxuwCFQAAAAAdAAAAABAD>