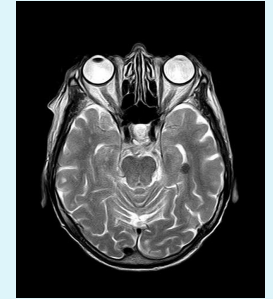


Nukleární magnetická rezonance

2. Lekařská fakulta

Dana Alied
Štěpánka Moravcová
Jana Potočňáková

Fyzikální princip objevili v roce 1940 fyzici Bloch a Purcell, kteří v roce 1952 vyhráli Nobelovu cenu za fyziku.
Jako zobrazovací metoda se začala používat v roce 1970.



Využívá specifických fyzikálních vlastností jader atomu vodíku. Atom vodíku je nejvíce zastoupeným prvkem v těle (H₂O). Má jeden proton, který rotuje kolem své osy a tvoří pohyb nazývaný spin. Tato pohybující se částice vykazuje velký magnetický moment. Atomová jádra se sudým nukleonovým číslem nelze použít pro zobrazení MR. Nemají spin, tudíž se jejich magnetické momenty vyruší. Jádra s lichým nukleonovým číslem si svůj magnetický moment zachovávají. Jako nejvíce vhodným prvkem pro MR zobrazení se tedy ukázal atom vodíku ¹H. Působením na vodíková jádra dojde k uvolnění radiofrekvenčního vlnění z jader, které zachycujeme pomocí přijímacích cívek.

Magnetické pole

Vnější magnetické pole MR magnetu považujeme za homogenní. V humánní medicíně se používají magnety vytvářející pole v rozsahu 0,1 – 3T. Na vytvoření prostorové projekce nám nestačí pouze jedno magnetické pole. Na odlišení signálu z různých vrstev těla je důležité, aby protony v různých částech reagovaly při zasažení elektromagnetickým vlnami o vhodné frekvenci.

Relaxační časy T1 a T2

Proton vodíku rotuje kolem své osy a tvoří pohyb nazývaný spin. Tato pohybující částice se chová jako malý magnet. A jeho osa se taky pohybuje (precese). Když vložíme ty protony do silného magnetického pole, dojde k srovnávání magnetických momentů (os rotace) s vnějším magnetickým polem. A když působíme silným radiofrekvenčním impulsem, změní se spin i precese, tím ty protony zvyšují energii. A aby se proton vrátil do původního stavu (relaxace) potřebuje nějaký čas, a to se stane když vnější pole přestane působit. T₁ je doba, za kterou dojde k obnově vektoru podélné magnetizace na 63%. T₂ je doba, za kterou klesne vektor příčné magnetizace na 37% své hodnoty. Na základě T₁ a T₂ se vytváří finální obraz. Čím kratší T₁, tím je SI (síla signálu) vyšší. Tuk (vysoká SI, bílý)...tekutina (nízká SI, černá)... Samotné vyšetření je složeno z kombinací T₁ a T₂ vážených obrazů...Soubor sekvencí tvoří vyšetřovací protokol, který umožňuje standardizování vyšetření.

Zdroje:

https://www.wikiskripta.eu/w/Nukle%C3%A1rn%C3%AD_magnetick%C3%A1_rezonance
https://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou
<https://pixabay.com/sk/images/search/mri/>

Larmorova frekvence

Tím, že protony vytvářejí kolem sebe rotační pohyb (spin), vytvářejí kolem sebe magnetické pole a vykazují magnetický moment. Protony v magnetickém poli kromě spinu vykonávají pohyb precesní. Tento způsob pohybu připomíná pohyb po plášti kužele. Veličina vyjadřující tento pohyb se nazývá Larmorova frekvence. Je závislá na dvou faktorech:

1. Intenzita vnějšího magnetického pole
2. Typ atomového jádra, který se vyjadřuje gyromagnetickým poměrem (Jedná se o konstantu závislou na vlastnostech jádra).

Larmorovou frekvenci můžeme zapsat rovnicí $F = \gamma \cdot B_0 / 2\pi$.

Rezonance

Kromě toho, že každý precedující proton v čase mění směr magnetického momentu, se jednotlivé protony pohybují v různých fázích (v daném čase jsou nakloněna různým směrem). To má za následek vzájemné rušení jejich vlivu na úhrnný vektor magnetizace tkáně v rovině kolmé na směr magnetického pole. Abychom byly schopni měřit ezonanční frekvenci protonu (jejich spektrum), je potřebné vychýlit úhrnný vektor magnetizace z jeho rovnovážné polohy. Tím docílíme vznik vektoru příčné tkáňové magnetizace. Velikost příčného vektoru je nulová kvůli chaotickému pohybu částic. Dodáním energie v podobě elektromagnetického impulsu dosáhneme změny. K absorpci elektromagnetického vlnění protony je nutné, aby frekvence vyslaného impulsu byla shodná s Larmorovou frekvencí. Následně může dojít k jevu magnetické rezonance. Ta má za následek:

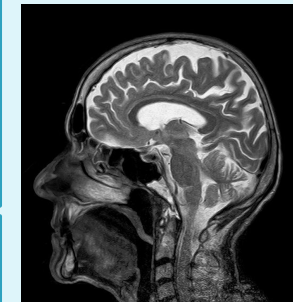
1. Protony budou vykonávat svůj precesní pohyb ve fázi
2. dojde ke zmenšení rozdílu paralelně a antiparalelně uspořádaných protonů, čímž se vektor podélné magnetizace zmenší.

Elektromagnetické impulsy

90° puls svým vlivem mění vektor podélný na vektor příčný. Signál se liší podle velikosti vektoru tkáňové magnetizace. Po skončení 90° pulsu začne vektor tkáňové magnetizace klesat. V čase TE/2 (time repeat) je vyslán 180° puls, a to způsobí opětovný nárůst zmenšujícího se příčného vektoru. Za další dobu TE/2 dojde k vyrovnání pohybů protonů a maximalizaci signálu.

Zobrazení MRI

V prvním případě využijeme magnetické pole se stejnou magnetickou indukcí a měříme energii schopnou vyvolat jadernou reakci (změnu spinu na opačný). Ve druhém případě zjišťujeme hodnotu magnetické indukce, která vyvolá rezonanci při stálé velikosti energie.



Shrnutí:

Spin v elementárních částicích vytváří magnetické pole. Opačné spiny se skládají. Pokud máme tedy sudé nukleonové číslo, magnetické pole se vyruší, u MRI vyšetření změním spin na opačný. Velikost energie, potřebné pro změnu spinu, se odvíjí od velikosti nukleonu. Tuto energii následně měříme. Čím více vody, tím více energie je potřebné.

- Využívá se primárně na zobrazování prostorových obrazů vnitřních orgánů.
- MRI se považuje za neinvazivní zobrazovací metodu. Je bezpečnější a méně zatěžující než CT nebo RTG, protože nevyužívá ionizující záření.
- Není vhodná pro pacienty s kardiostimulátorem, kovovým nebo elektronickým implantátem, nebo pro těhotné v prvním trimestru.