

Magnetna resonanca, pojav z velikim medicinskim potencialom, a zapletenim fizikalnim ozadjem –

2. del: Osnove magnetne resonance

Magnetic resonance, a phenomenon with a great potential in medicine, but with a complex physical background –
Part 2: The basics of magnetic resonance

Bojan Božič,¹ Luka Kristanc,^{1,2} Gregor Gomišček^{1,3}

¹ Inštitut za biofiziko,
Medicinska fakulteta,
Univerza v Ljubljani,
Lipičeva 2, 1000
Ljubljana

² Osnovno zdravstvo
Gorenjske, ZD Kranj,
Gospodstvena pot 5, 4000
Kranj

³ Zdravstvena fakulteta,
Univerza v Ljubljani,
Zdravstvena pot 5, 1000
Ljubljana

Korespondenca/ Correspondence:

asist. Luka Kristanc, dr.
med. dipl. biol.,
t: +386 1 5437600,
f: +386 1 4315127
e: luka.kristanc@gmail.
com

Ključne besede:

magnetna resonanca;
resonančna frekvenca;
sunkovno zaporedje;
spinski odmev;
relaksacijski čas

Key words:

magnetic resonance;
resonance frequency;
pulse sequence; spin
echo; relaxation time

Citirajte kot/Cite as:

Zdrav Vestn 2013;
82: 851–8

Prispelo: 4. mar 2013,
Sprejeto: 29. apr. 2013

Izvleček

Slikanje z magnetno resonanco je zelo kompleksna diagnostična tehnika. Za učinkovito diagnosticiranje je tako treba imeti poleg praktičnih izkušenj tudi teoretično razumevanje. Zato je pomembno, da zdravniki nekoliko poznajo tudi fizikalne osnove magnetne resonance. Pri razlagi fizikalnih pojmov se bomo oprli tako na klasično kot tudi na kvantnomehansko interpretacijo nastanka signala pri magnetni resonanci, ki se do neke mere dopolnjujeta. Pojasnili bomo, kako pri slikanju z magnetno resonanco pride do signala. Posebno pozornost bomo namenili pomenu resonančne frekvence in sunkovnih zaporedij. Opisali bomo tudi spinski odmev kot enega najbolj uporabljenih klasičnih signalov pri diagnostičnih postopkih.

Abstract

Magnetic resonance imaging is a very complex diagnostic technique. Therefore, both practical experiences and theoretical understanding is needed for effective diagnostics. It is therefore important that physicians are sufficiently familiar with the basic physical principles of magnetic resonance. In the interpretation of physical concepts, we will rely both on the classical as well as on the quantum-mechanical view of the signal formation in magnetic resonance, which are to some extent complementary. The signal appearance in magnetic resonance imaging will be discussed. A special emphasis will be put on the role of the resonance frequency and the pulse sequences. Furthermore, the spin echo as one of the most used classical signal sequences in diagnostic investigations will be described.

Uvod

Slikanje z magnetno resonanco (*angl.* magnetic resonance imaging – MRI) je zelo kompleksna diagnostična tehnika, ki se je v zadnjih desetletjih izredno hitro razvila in utrdila v klinični praksi predvsem za prikazovanje anatomskih struktur. Za njeno učinkovito uporabo sta potrebna tako teoretično znanje kakor tudi bogate praktične izkušnje. Pri tem torej ne moremo obiti poznavanja fizikalnih osnov magnetne resonance. Pojav v fiziki imenujemo jedrska magnetna resonanca, a besedo »jedrska« v medicini izpuščamo zaradi neprijetnih občutkov in strahu pred jedrskimi reakcijami, predvsem pred z njimi povezanim radioaktivnim seva-

njem. Treba je poudariti, da je to znanje tudi osnova za razumevanje drugih slikovnih preiskav, ki slonijo na magnetni resonanci, kot so MR angiografija, difuzijsko slikanje, funkcijski MRI ter MR spektroskopija.¹

Ker je NMR zelo kompleksen pojav, si moramo takoj na začetku postaviti vprašanje, katere so tiste osnovne lastnosti, ki naj bi jih poznali zdravniki. Naše vodilo bo, da je za zdravnike predvsem pomembno tisto znanje, ki je povezano z uporabnostjo v medicini. Zato naj nam bralec oprostí kakšno fizikalno »bolj ohlapno« formulacijo v tem besedilu. Poleg tega bomo nekatere dele besedila, ki naj bi služili za nekoliko bolj

poglobljeno razumevanje, tudi oddelili (v okvirjih). Menimo, da ti deli naredijo snov bolj jasno, še zlasti računski primeri, a zaradi nekoliko večje zahtevnosti jih lahko matematiki manj naklonjeni bralci in tisti, ki bi v njih videli nepotrebno »fizikalno pletenčenje«, izpustijo.

Osnove magnetne resonance

Pri slikanju z magnetno resonanco sliko določajo signali, ki jih oddajo nekatera atomska jedra v močnem magnetnem polju.²⁻⁴ Zato je nujno potrebno, da si ogledamo osnove, ki so pomembne za razumevanje signala pri magnetni resonanci. Pri tem se bomo skušali opreti tako na klasično kakor tudi na kvantnomehansko razlago. Naj na tem mestu povemo, da se pri poučevanju NMR vedno znova pojavlja dilema, katera razlaga je bolj pravilna in smiselna. Vodila nas bo želja, da bi bila razlaga čim bolj enostavna in nazorna, poleg tega pa bomo v tem sestavku poudarjali tudi razlike med obema pristopoma. Pa si ju pogledjmo poglobljeje.

Magnetni dipol jedra

Nukleoni, torej protoni in nevtroni, ki sestavljajo atomska jedra, se v njih gibljejo. Potrebno je izrecno poudariti, da je to ohlapna razlaga, ki naj bi služila le bolj nazorni predstavi. Izkaže se, da imajo jedra vrtilno količino (spin) in z njim povezan magnetni dipol. Zaradi gibanja nukleonov imajo namreč atomska jedra nekaterih izotopov določenih elementov (npr. ¹H, ¹³C, ¹⁹F, ²³Na, ³¹P) magnetni dipol.⁵⁻⁷ Za MRI je pomembno jedro vodika, saj voda sestavlja približno 70 % človeškega telesa, zato se bomo pri nadaljnji obravnavi osredinili na to jedro.²

Magnetni dipol jedra vodika lahko v okviru klasične fizike razložimo z naivno predstavo, da gre za pozitivno nabito kroglico, ki se vrti okoli svoje osi (Slika 1). Fizika nas uči, da električno nabita, vrteča se kroglica ustvarja električni tok. Ta pa v svoji okolici povzroči nastanek magnetnega polja, podobno kot ga ustvari električni tok po zaključeni zanki. Zato pravimo, da ima jedro vodika magnetni dipol.

Kvantnomehanski pogled na nastanek signala

Najprej se bomo osredotočili na kvantnomehanski pogled, ki je v mnogočem lažje razumljiv od klasičnega. Na žalost pa s tem pristopom težko razložimo nekatere pojave magnetne resonance, ki pa so tudi pomembni za razumevanje MRI. Pri samem nastanku signala ločimo tri faze:⁸⁻¹⁰

1. Postavitev jeder v zunanje magnetno polje

Če se jedra ne nahajajo v magnetnem polju, energija posameznega jedra ni odvisna od tega, v katero smer se vrti, oziroma v katero smer kaže njegov magnetni dipol. Zato tudi magnetni dipoli kažejo naključno v vse smeri (Slika 1 a).

Ko pa jedra postavimo v magnetno polje, postane energija posameznega jedra zaradi njegovega magnetnega dipola odvisna od smeri dipola glede na smer zunanjega magnetnega polja.^{2,3,8} V magnetnem polju se hočejo magnetni dipoli usmeriti tako, da bo njihova energija najmanjša. Tako obnašanje lahko, zelo poenostavljeno, primerjamo z obnašanjem kompasove igle v zemeljskem magnetnem polju. To je temelj za razumevanje pojava NMR. V skladu z zakoni kvantne mehanike sta pri vodikovih jedrih možni le dve vrednosti energij (stanji) magnetnega dipola v magnetnem polju: njihovi magnetni dipoli kažejo v smeri zunanjega magnetnega polja (paralelno stanje) ali pa proti njemu (antiparalelno stanje) (Slika 1 b). Manjšo energijo imajo paralelna stanja, zato v skladu z zakoni termodinamike prevladuje delež tistih dipolov, ki kažejo v smeri zunanjega magnetnega polja.

2. Vzbujanje jeder z elektromagnetnim valovanjem

V naslednjem koraku jedra, ki smo jih postavili v magnetno polje, vzbudimo s pomočjo elektromagnetnega valovanja. Tako kot prehodi med različnimi elektronskimi ravnimi (stanji) atoma so namreč tudi prehodi med energijskimi stanji jedra v magnetnem polju povezani z absorpcijo ali izsevanjem fotona.^{3,8} Prehod v višje energijsko stanje jedra je možen le ob absorpciji fotona ustrezne frekvence oziroma energije.

Energija fotona (W_γ) je, kot že vemo, enaka:

$$W_\gamma = h \nu = W_a - W_p, \quad \text{enačba 1}$$

pri čemer sta W_a in W_p energiji antiparalelnega in paralelnega stanja jedra, h pa je Planckova konstanta. ν je frekvenca elektromagnetnega valovanja, ki ustreza razliki v energijah med obema stanjema jedra (Slika 2 b).

Kvantna mehanika napoveduje, da je energijska razlika med različnimi stanjema vodikovega jedra odvisna le od giromagnetnega razmerja (γ) jedra vodika in gostote magnetnega polja (B_0) (Slika 2 b):

$$W_a - W_p = \gamma (h / 2 \pi) B_0. \quad \text{enačba 2}$$

Iz zgornjih enačb dobimo izraz za ustrezno frekvenco elektromagnetnega valovanja.

Elektromagnetno valovanje, ki ga moramo dovesti jedrom med vzbujanjem, ima torej natančno določeno frekvenco – resonančno frekvenco, ki jo imenujemo tudi Larmorjeva frekvenca:

$$\nu = (\gamma / 2 \pi) B_0. \quad \text{enačba 3}$$

Kot vidimo, je resonančna frekvenca odvisna le od gostote magnetnega polja (B_0) ter od giromagnetnega razmerja (γ), ki ga določata električni naboj in masa posameznega jedra in je specifično za vsako vrsto jeter.^{2,3,8}

Kot primer lahko izračunamo resonančno frekvenco elektromagnetnega valovanja, ki ga potrebujemo za vzbujanje jeter vodika pri slikanju bolnika v tomografu. Ker je gostota magnetnega polja pri često uporabljanih tomografih 1,5 T, jo izračunajmo kar za to vrednost. Povejmo še, da giromagnetno razmerje za jedra vodika najdemo v tabelah in je enako $2,675 \cdot 10^8 \text{ s}^{-1}\text{T}^{-1}$. Če obe vrednosti vstavimo v enačbo 3, dobimo

$$\nu = (\gamma / 2 \pi) B_0 = (2,675 \cdot 10^8 \text{ s}^{-1}\text{T}^{-1} / 2 \pi) \cdot 1,5 \text{ T} = 63,9 \text{ MHz.} \quad \text{enačba 4}$$

Ta vrednost frekvenc je v območju radijskih valov.

Pri vzbujanju jedrom dovajamo energijo. Zato preide določeno število jeter v višje energijsko stanje, to je iz paralelnega stanja v antiparalelno stanje (Slika 2 a). Tako se delež jeter, ki kažejo v smeri magnetnega polja, zmanjša. Delež jeter, ki jih vzbudimo, je odvisen od amplitude in trajanja elektromagnetnega valovanja Larmorjeve frekvence. Kot zanimivost naj navedemo, da gre pri tem za majhne energijske spremembe, saj se le približno milijoninki vseh jeter spremeni energijsko stanje.

3. Relaksacija jeter

Po prenehanju dovajanja energije v obliki elektromagnetnega valovanja se jedra vračajo v prvotno stanje. Delež jeter v energijsko višjem stanju, ki kažejo proti smeri magnetnega polja, se zmanjšuje. Pravimo, da se sistem relaksira. Pri tem pride do izsevanja fotonov, t. j. elektromagnetnega valovanja z isto (resonančno) frekvenco kot pri absorpciji (enačba 3). Vračanje jeter lahko posredno zaznamo, saj izsevano valovanje inducira v tuljavi, ki jo imenujemo detekcijska tuljava, električni signal, podobno kot ga radijski valovi inducirajo v anteni.^{9,10} Izmerjeni signal, od katerega je odvisen kontrast na MR sliki, se s časom spreminja.

Klasični pogled na nastanek signala

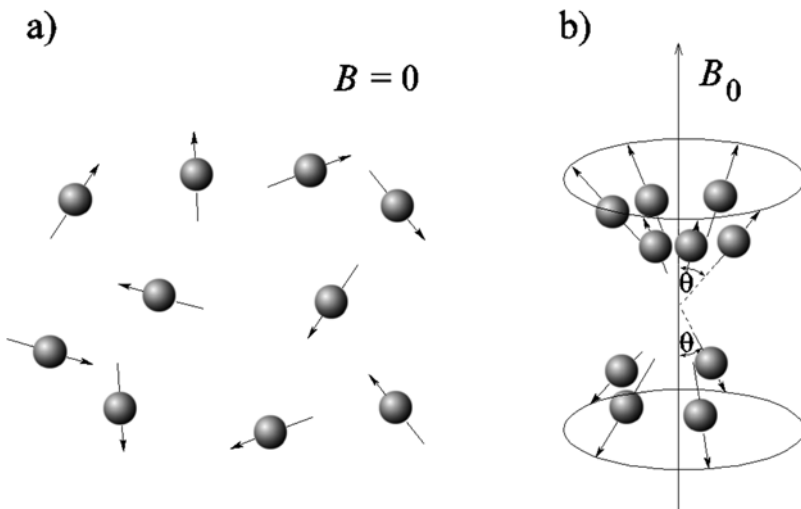
S kvantnomehanskim pristopom smo lahko razmeroma enostavno prikazali osnove magnetne resonance, izpeljali resonančno frekvenco in opredelili merljive radiofrekvenčne (RF) signale. Za bolj podrobno obravnavo vzbujanja jeter in za razumevanje velikosti električnih signalov, ki so izmerjeni ob relaksaciji jeter in so ključnega pomena za kontrast na sliki, pa je primernejši klasični pristop. Zato si bomo v naslednjih poglavjih pogledali še tega.

Pri klasičnem pristopu igra ključno vlogo magnetizacija, ki je vsota vseh posameznih magnetnih dipolov jeter v izbranem prostoru na prostornino tega prostora. Magnetizacija, ki ustreza gostoti magnetnih dipolov jeter, popiše torej povprečno obnašanje jeter v izbrani prostornini.^{3,8}

1. Postavitev jeter v zunanje magnetno polje

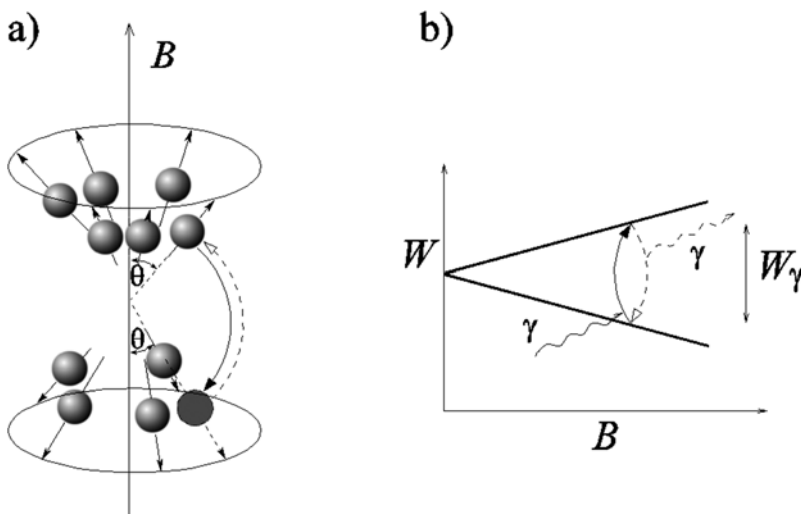
Če ni zunanjega magnetnega polja, je magnetizacija enaka 0. V tem primeru namreč kažejo magnetni dipoli jeter naključno v vse smeri (Slika 1 a), zato je njihova skupna vsota enaka 0. To smo spoznali že pri kvantnomehanski obravnavi.

Ko pa postavimo snov v magnetno polje, magnetni dipoli ne kažejo več enakomerno v vse smeri (Slika 1 b). Ker imajo magnetni dipoli nižjo energijo, če kažejo v smeri zunanjega magnetnega polja (torej če so v paralelnem stanju), magnetizacija kaže v smeri zunanjega magnetnega polja. Pri tem upoštevamo, da so komponente posameznih



Slika 1: Shematski prikaz usmeritve jeder vodika (a) brez prisotnosti zunanega magnetnega polja in (b) v zunanjem magnetnem polju. Jedra prikazujemo kot vrteče se kroglice z magnetnim dipolom. Puščice kažejo smeri magnetnih dipolov oziroma osi vrtenja posameznih jeder. Ko ni zunanega magnetnega polja, so usmeritve jeder naključno porazdeljene po prostoru, ob njegovi prisotnosti (B_0) pa se jedra usmerijo tako, da kažejo njihovi magnetni dipoli v smeri zunanega magnetnega polja (paralelno stanje, večina) ali proti njemu (antiparalelno stanje, manjšina).

magnetnih dipolov v ravnini x–y enakomerno porazdeljene v vseh smereh, pravimo, da niso „v fazi“ (Sliki 1 b in 3 b). Tudi tu vidimo jasno povezavo s kvantnomehansko obravnavo.



Slika 2: Shematski prikaz prehoda jedra iz paralelnega v antiparalelno stanje in obratno (a). Jedro se lahko vzbudi v energijsko višje stanje (antiparalelno) z absorpcijo fotona ustreznosti energije, ki je enaka razliki energij obeh stanj ($W_\gamma = W_a - W_p$). Ta prehod je na slikah a in b prikazan s polno črto. Podobno velja tudi obratno: jedro pri prehodu v nižje energijsko stanje izseva foton z isto energijo (črtkana črta). Na sliki b je prikazana odvisnost energij magnetnega dipola (W) od gostote magnetnega polja (B) v antiparalelnem in paralelnem stanju (zgornja in spodnja črta).

2. Vzbujanje jeder z elektromagnetnim valovanjem

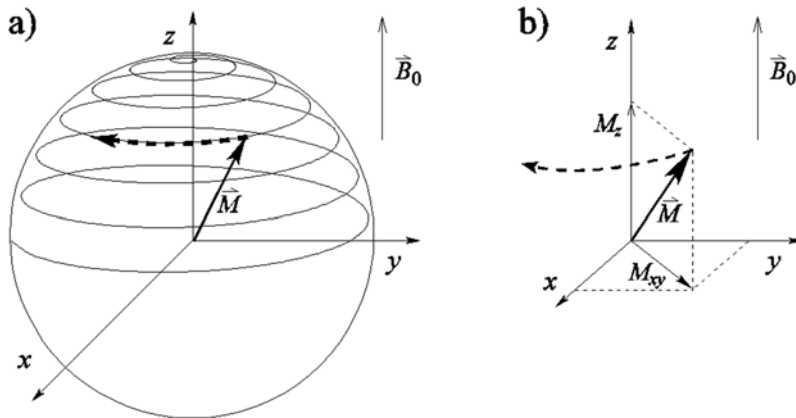
Sedaj pa jedra vzbudimo z elektromagnetnim valovanjem izbrane resonančne frekvence. Pri vzbujanju jeder se magnetizacija odklanja iz smeri zunanega magnetnega polja B_0 . Pri tem magnetizacija ohranja svojo velikost in se vrtili z isto, natančno določeno frekvenco okoli smeri zunanega magnetnega polja, pri čemer konica magnetizacije popiše spiralo na površini kroglice (Slika 3 a). Ta opis predstavlja klasičen pogled na proces vzbujanja jeder.^{3,8} Izbrana resonančna frekvenca je enaka frekvenci kroženja magnetizacije okoli zunanega magnetnega polja, t. i. Larmorjevi frekvenci.

Kratkotrajno sevanje elektromagnetnega valovanja, ki ga uporabljamo za vzbujanje jeder, imenujemo radiofrekvenčni sunek.^{11,12} Osnovna sunka sta t. i. 90-stopinjski in 180-stopinjski sunek. 90-stopinjski sunek je elektromagnetno valovanje resonančne frekvence s tako amplitudo in trajanjem, da se smer magnetizacije odkloni za 90° iz smeri B_0 , 180-stopinjski sunek pa je tisti, pri katerem se smer magnetizacije spremeni za 180° . 180-stopinjski sunek traja pri isti amplitudi dvakrat dlje kot 90-stopinjski sunek. Elektromagnetno valovanje (RF sunek) izseva tuljava, na katero za določen čas priključimo izmenično napetost, katere frekvenca je seveda enaka resonančni frekvenci.

Če primerjamo klasično razlago s kvantnomehanskim popisom, ugotovimo, da odklon magnetizacije za 90° po 90-stopinjskem sunku pomeni tako vzbujanje jeder, da sta deleža jeder z višjo in nižjo energijo enaka. Podobno je pri 180-stopinjskem sunku, kjer se razmerje deležev jeder v paralelnem in antiparalelnem stanju ravno obrne in tako prevlada delež jeder v antiparalelnem stanju.

3. Relaksacija jeder

Po prenehanju sunka elektromagnetnega valovanja se vektor magnetizacije počasi vrača v smer zunanega magnetnega polja (B_0). Proces vračanja magnetizacije imenujemo relaksacija. Pri tem magnetizacija kroži okoli smeri zunanega magnetnega polja (Slika 3) s frekvenco, za katero spet velja, da je enaka Larmorjevi frekvenci. Zaradi kroženja magnetizacije pride v detekcijski tuljava



Slika 3: (a) Gibanje magnetizacije M okoli smeri zunanjega magnetnega polja B_0 . Smer magnetizacije se med vzbujanjem z RF sunkom spreminja tako, da se konica vektorja giblje po spirali (črtkana puščica). (b) Magnetizacijo M pogosto razstavimo na dve komponenti (projekciji): komponento v smeri magnetnega polja B_0 (M_z) in komponento magnetizacije v ravnini x - y (M_{xy}).

vi do indukcije signala, ki ga lahko merimo. Merjeni signal je sorazmeren komponenti magnetizacije v ravnini x - y (M_{xy}), t. i. prečni magnetizaciji (Slika 3 b).

Relaksacijo magnetizacije, to je časovno spreminjanje njene velikosti, opišemo z dvema karakterističnima konstantama, to je z relaksacijskima časoma T_1 in T_2 .^{1,8,9} Izkaže se, da se T_1 in T_2 lahko zelo spremenita že pri majhnih spremembah lastnosti bioloških tkiv, pri čemer velja poudariti tudi velik vpliv patoloških sprememb (npr. ishemije, neoplastične preobrazbe) na ta dva relaksacijska časa.^{13,14} Zato sta oba tudi ključna biološka dejavnika, ki vplivata na velikost signala iz posameznih tkiv (glej naslednje poglavje) in tako omogočata kontrast med različnimi tkivi pri MRI.

Konstanto T_1 imenujemo spinsko-mrežni relaksacijski čas. Ta opiše vračanje komponente magnetizacije (M_z) v smeri zunanjega magnetnega polja (Slika 3 b). Odvisen je od tega, kako hitro oddajo jedra dobljeno energijo okolici. Čas T_1 je tako odvisen od interakcije med jedri vodika in okolico, ki jo imenujemo »mreža«.^{8,11,14} Konstanto T_2 pa imenujemo spinsko-spinski relaksacijski čas. Ta karakteristični čas popisuje zmanjševanje prečne magnetizacije (M_{xy}) proti njeni ravnovesni vrednosti, ki je enaka nič (Slika 3 b). Spinsko-spinska relaksacija je na splošno posledica različnih trenutnih velikosti magnetnega polja na različnih mestih v snovi.^{8,11,14} Vzrok za to je predvsem prisotnost magnetnih dipolov sosednjih vodikovih je-

der in drugih molekul, ki ustvarjajo naključno spreminjajoča se magnetna polja v snovi. Velja poudariti, da je M_{xy} tista komponenta magnetizacije, ki inducira merljivi signal v detekcijski tuljavi.

Če smo natančnejši, moramo pri NMR omeniti tudi relaksacijski čas T_2^* , ki opisuje dejansko zmanjševanje pravokotne komponente M_{xy} .^{8,11,14} Posamezna jedra namreč ne zaznajo različne gostote magnetnega polja le zaradi vpliva naključno spreminjajočih se magnetnih polj drugih jeder, ampak tudi zaradi različnih velikosti zunanjega magnetnega polja. Ni namreč možno izdelati idealnega magneta, ki bi ustvaril povsod enako gostoto magnetnega polja. Tudi če bi bilo zunanje magnetno polje pred vstavitvijo vzorca idealno, bi to postalo nehomogeno po njegovi vstavitvi zaradi magnetnih lastnosti vzorca. Nehomogenosti zunanjega magnetnega polja so tako v resnici večje kot tiste, ki nastanejo zaradi prisotnosti naključno spreminjajočih se magnetnih polj v snovi. Zato se komponenta M_{xy} zmanjšuje veliko hitreje, kot bi se v primeru popolnoma homogenega zunanjega magnetnega polja.

Spinski odmev

Zakaj pa smo v resnici potrebovali to teorijo? V tem poglavju bomo poznavanje osnov NMR uporabili, da razložimo, zakaj sploh imajo signali iz različnih delov vzorca različne jakosti. Sedaj že vemo, da je pri slikanju z magnetno resonanco nujno, da imajo signali, ki izhajajo iz različnih delov vzorca, ki jih želimo razlikovati, različne jakosti. S tem je namreč zagotovljen kontrast na sliki. Če smo do sedaj lažje razumeli osnove NMR s pomočjo kvantnomehanskega pristopa, pa nam bo popis različnih vzbujanj jeder in s tem povezanih jakosti izmerjenih signalov na enostavnejši način omogočil klasični pristop.

Pa si pogledjmo enega od klinično najbolj uporabljanih, klasičnih načinov vzbujanja jeder pri MRI, pri katerem pride do t. i. signala spinskega odmeva.^{11,12} Spoznali bomo, kako je jakost signala spinskega odmeva odvisna od bioloških parametrov (lastnosti tkiv) in od tistih, ki jih lahko nastavimo na napravi.

V podrobno razlago pojava spinskega odmeva se tu ne bomo spuščali, najdete jo lahko npr. v referenci.¹⁵ Naj omenimo zgolj, da 180-stopinjski sunek, ki ga uporabimo po času TE/2, obrne posamezne magnetne dipole in s tem magnetizacijo za 180-stopinj. Tako spremeni fazo dipolov za 180°, zaradi česar počasneje se vrteči magnetni dipoli dobijo prednost pred hitreje se vrtečimi. Njihova prednost se izniči po času TE/2, ko hitrejši magnetni dipoli ujamejo počasnejše. Pravimo, da pride ponovno do fazne skladnosti med magnetnimi dipoli in s tem do ponovnega porasta prečne magnetizacije. Ker je čas med 90-stopinjskim in 180-stopinjskim sunkom tudi enak TE/2, spinski odmev izmerimo v času TE po 90-stopinjskem sunku. S tem sunkovnim zaporedjem lahko izničimo vpliv nehomogenosti zunanega magnetnega polja. Popolna usklajenost magnetnih dipolov pa ni mogoča zaradi naključnega spreminjanja magnetnega polja v sami snovi, zaradi česar prečna magnetizacija pada eksponentno s karakterističnim časom T₂:

$$M_{xy} = M_z e^{-TE/T_2}, \quad \text{enačba 5}$$

kjer je M_z komponenta magnetizacije v smeri zunanega magnetnega polja pred 90-stopinjskim sunkom.

V praksi sunkovno zaporedje ponavljamo v izbranih časovnih intervalih TR (*angl.* repetition time). Čim daljši je čas TR, tem več časa imajo jedra med posameznimi sunkovnimi zaporedji, da oddajo energijo v okolico in se tako relaksirajo. Posledica daljše relaksacije je večja magnetizacija v smeri zunanega magnetnega polja, saj velja:

$$M_z = M_0 (1 - e^{-TR/T_1}), \quad \text{enačba 6}$$

kjer je M₀ enak magnetizaciji snovi, ko jo postavimo v zunanje magnetno polje.

Tako dobimo po ponovnem vzbujanju magnetizacije z 90-stopinjskim sunkom večjo prečno magnetizacijo (M_{xy}) pri daljših izbranih časih ponavljanja sunkovnega zaporedja TR. Zato je velikost prečne magnetizacije pri signalu spinskega odmeva odvisna tudi od relaksacijskega časa T₁:

$$M_{xy} = M_0 (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-TE/T_2}. \quad \text{enačba 7}$$

Na splošno namreč uporabljamo za vzbujanje jeder različne kombinacije RF sunkov, izmerjeni signali na detekcijski tuljavi pa so odvisni od vrste sunkov in časovnih razmikov med njimi.^{11,12} Sunkovno zaporedje spinskega odmeva je sestavljeno iz 90-stopinjskega in 180-stopinjskega sunka, čas med tema sunkoma je enak TE/2. Indu-

cirano napetost v detekcijski tuljavi takoj po prenehanju 90-stopinjskega sunka imenujemo signal proste precesije. Izkaže se, da če po 90-stopinjskem sunku vzored vzbudimo še s 180-stopinjskim sunkom, tudi po vzbujanju s 180-stopinjskim sunkom pride na detekcijski tuljavici do signala. Maksimum tega signala, ki ga imenujemo spinski odmev, je v času TE/2 po 180-stopinjskem sunku oziroma v času TE po 90-stopinjskem sunku (Slika 4).

Na splošno lahko višino signala spinskega odmeva (I_{SE}), ki ga v tuljavi inducira prečna magnetizacija, popišemo z naslednjo odvisnostjo:

$$I_{SE} \propto \rho_N (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-TE/T_2}, \quad \text{enačba 8}$$

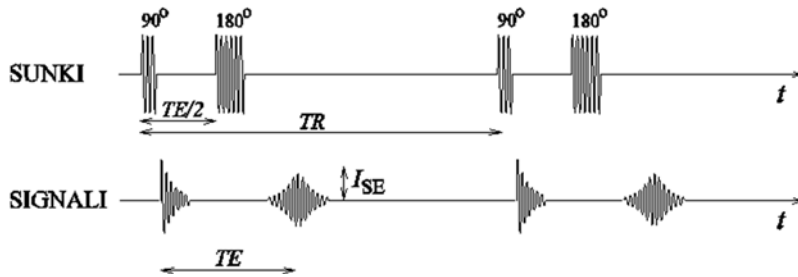
kjer je ρ_N gostota vodikovih jeder, TR čas ponavljanja sunkovnega zaporedja in TE čas spinskega odmeva.

Kaj nam torej enačba 8 pove? Takoj vidimo, da na višino spinskega odmeva vpliva več dejavnikov: tako gostota jeder (ρ_N) in relaksacijska časa (T₁ in T₂) kakor tudi čas ponavljanja sunkovnega zaporedja (TR) in čas spinskega odmeva (TE). Prvi trije dejavniki so odvisni od lastnosti tkiva (t. i. biološki dejavniki), medtem ko zadnja dva lahko nastavimo na napravi.

Naj ponovno spomnimo, da je za kontrast na sliki pomembno, da so jakosti signalov (v našem primeru spinskega odmeva) na različnih mestih človeške rezine, ki jih hočemo na sliki razločiti, različni. Ob istih ρ_N, T₁ in T₂ to ne bi bilo mogoče! Na srečo pa se, kot smo že omenili, predvsem vrednosti relaksacijskih časov (T₁ in T₂) v različnih bioloških tkivih in pri različnih bolezenskih stanjih razlikujejo, kar je povezano z razlikami v sestavi tkiv, s spremembami vsebnosti in mobilnosti vode, s prisotnostjo različnih radikalov ipd.^{1,2,11-14}

Zaključki

V tem članku smo spoznali fizikalne osnove magnetne resonance. Videli smo, da imajo nekatera jedra, vključno z jedrom vodika, magnetni dipol. Če ta jedra postavimo v zunanje magnetno polje in jih vzbudimo z natančno določenimi (resonančnimi) fre-



Slika 4: Shematski prikaz vzbujaanja s sunkovnim zaporedjem 90- in 180-stopinjskega sunka, pri katerem TE in TR označujeta čas spinskega odmeva in čas ponavljanja sunkovnega zaporedja. Signal spinskega odmeva dobimo v času TE po 90-stopinjskem sunku oziroma v času TE/2 po 180-stopinjskem sunku.

kvencami, lahko v času njihove relaksacije zaznamo merljive signale, ki jih uporabimo za rekonstrukcijo slike.^{2,9,10}

Spoznali smo se tako s kvantnomehansko kot tudi s klasično razlago tega pojava. Prva nam je nudila relativno enostavno sliko pojava samega in podala vrednost za resonančno frekvenco, medtem ko je druga služila za razlago signalov, ki nastanejo po vzbujaanju jeder z različnimi sunkovnimi zaporedji.

Poudarili smo pomen signala spinskega odmeva kot enega najbolj uporabljanih signalov v medicinski diagnostiki. Ta nastane po uporabi sunkovnega zaporedja, ki je sestavljeno iz enega 90- in enega 180-stopinjskega RF sunka.

Višina signala spinskega odmeva, ki omogoča kontrast na sliki, je odvisna od lastnosti biološkega tkiva (npr. gostote jeder in relaksacijskih časov) ter od nastavitve časovnih spremenljivk (TE in TR) na napravi.^{11,12} Relaksacijski časi T_1 in T_2 , ki so odvisni od interakcije jeder z okolico, se razlikujejo med seboj tako v različnih zdravih

kakor tudi v različnih patološko spremenjenih tkivih.¹¹⁻¹⁴

Različne vrednosti merjenih signalov (npr. spinskega odmeva) v opazovanih tkivih so eden od osnovnih pogojev za kontrast pri slikanju z magnetno resonanco.¹ Zato je pravilna nastavitvev časovnih spremenljivk na napravi (npr. TE in TR pri spinskem odmevu) ključnega pomena, da dobimo optimalen kontrast in tako kar najboljšo diagnostično vrednost slike.¹⁶

Zahvala

Zahvaljujemo se Alji Črneji, dr. med., Harvard University, za kritične pripombe med pisanjem tega prispevka. Delo je finančno podprla Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije v okviru programa P1-0055.

Razlaga kratic

- NMR – jedrska magnetna resonanca (*angl.* nuclear magnetic resonance)
- MRI – slikanje z magnetno resonanco (*angl.* magnetic resonance imaging)
- MR – magnetna resonanca (*angl.* magnetic resonance)
- RF – radiofrekvenčni (*angl.* radio-frequency)
- TE – čas spinskega odmeva (*angl.* spin echo time)
- TR – čas ponavljanja sunkovnega zaporedja (*angl.* repetition time)
- T_1 – spinsko-mrežni relaksacijski čas (*angl.* spin-lattice relaxation time)
- T_2 – spinsko-spinski relaksacijski čas (*angl.* spin-spin relaxation time)

Literatura

1. Božič B, Kristanc L, Gomišček G. Magnetna resonanca, pojav z velikim medicinskim potencialom, a zapletenim fizikalnim ozadjem – 1. del: Kratak pregled. *Zdrav Vestn* 2013; 82: 746-54.
2. Demšar F, Jevtič V, Bačić GG. Slikanje z magnetno resonanco. Ljubljana: Litera picta; 1996.
3. Stark DD, Bradley WG. *Magnetic resonance imaging*. St. Louis (MO): C.V. Mosby; 1988.
4. Mansfield P, Morris PG. *NMR imaging in biomedicine*. New York: Academic Press; 1982.
5. Foster MA. *Magnetic resonance in medicine and biology*. New York: Pergamon Press; 1984.
6. Gadian DG. *Nuclear magnetic resonance and its application to living systems*. London: Oxford Clarendon Press; 1984.
7. Bottomley PA, Foster TB, Darrow RD. Depth-resolved surface coil spectroscopy (DRESS) for in vivo ^1H , ^{31}P and ^{13}C NMR. *J Magn Reson* 1984; 59: 338-42.
8. Abragam A. *Principles of nuclear magnetism*. London: Oxford University Press; 1985.
9. Brown MA, Semelka RC. *MRI: Basic principles and applications*. 4th ed. Hoboken (NJ): Wiley-Blackwell; 2010.

10. Sobol WT. The physics of magnetic resonance imaging. 1st ed. New York: Taylor & Francis; 2010.
11. Haacke EM, Brown RF, Thompson M, Venkatesan R. Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design. New York: J. Wiley & Sons; 1999).
12. Fukushima E, Roeder SBW. Experimental pulse NMR. Reading (MA): Addison-Wesley; 1981.
13. Damadian RV. Tumor detection by nuclear magnetic resonance. *Science* 1971; 171: 1151–3.
14. Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions: examples of employing nuclear magnetic resonance. *Nature* 1973; 242 (5394): 190–1.
15. Božič B, Derganc J, Gomišček G, Kralj-Iglič V, Majhenc J, Peterlin P, et al. Vaje iz biofizike. Ljubljana: Inštitut za biofiziko; 2011. Dosegljivo na: <http://biofiz.mf.uni-lj.si/studij/literatura/vaja12.pdf>.
16. Božič B, Kristanc L, Gomišček G. Magnetna resonanca, pojav z velikim medicinskim potencialom, a zapletenim fizikalnim ozadjem – 3. del: Osnove slikanja z magnetno resonanco. *Zdrav Vestn*. In press 2013.