

Magnetna resonanca, pojav z velikim medicinskim potencialom, a zapletenim fizikalnim ozadjem – 3. del: Osnove slikanja z magnetno resonanco

Magnetic resonance, a phenomenon with a great potential in medicine, but with a complex physical background –
Part 3: The basic principles of magnetic resonance imaging

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

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

² Osnovno zdravstvo
Gorenjske, ZD Kranj,
Gospodsvetska 10, 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:

MRI; kontrast; frekvenčno
kodiranje; prostorska
rekonstrukcija; ločljivost

Key words:

MRI; contrast;
frequency encoding;
spatial reconstruction;
resolution

Citirajte kot/Cite as:

Zdrav Vestn 2014;
83: 45–53

Izvleček

Pri slikovnih tehnikah je ključna rešitev dveh osnovnih problemov – zagotovitve ustreznega kontrasta in prostorske rekonstrukcije slike. V tem sestavku sta prikazana osnovna koncepta, kako se to rešuje pri slikanju z magnetno resonanco (MRI). Na primeru spinskega odmeva si natančneje ogledamo tri, za MRI pomembne načine optimizacije kontrasta, to je gostotno poudarjeno, T₂ poudarjeno in T₁ poudarjeno slikanje, omenimo pa tudi pomen uporabe kontrastnih sredstev. Opisana je osnovna metoda prostorskega kodiranja pri MRI, to je določanje mesta izvora signala v tkivu z uporabo gradientov magnetnega polja (t. i. princip frekvenčnega kodiranja) in z uporabo Fourierove transformacije. Na koncu je prikazana še rekonstrukcija slike s projekcijami.

Uvod

Zdravniki pri vsakodnevni slikovni diagnostiki stremijo predvsem k dobri ločljivosti in čim večjemu kontrastu med opazovanimi tkivi na slikah. S kompleksnostjo uporabljene diagnostične metode narašča tudi število dejavnikov, ki vplivajo na kakovost slike. Slikanje z magnetno resonanco (*angl.* magnetic resonance imaging, MRI) je brez dvoma zelo kompleksna tehnika, ki se je v zadnjih desetletjih uveljavila v rutin-

Abstract

Two basic problems have to be solved when dealing with imaging techniques – the adequate image contrast and the spatial reconstruction of images. In this article, the basic concepts of solving these two problems in the case of magnetic resonance imaging (MRI) are shown. Based on the spin echo, three ways of contrast optimization, i.e., spin density, T₁- and T₂-weighted MRI, are dealt with more thoroughly. The use of contrast media is also discussed. Furthermore, we explain the basic method of spatial encoding in MRI, i.e., the determination of the location of tissue signal source with the use of magnetic field gradients (“the principle of frequency encoding”), and the use of the Fourier transform. Finally, the back-projection reconstruction technique is presented.

ski klinični diagnostiki. Zato je smotrno, da se v želji po učinkovitejši uporabi MRI tudi zdravniki spoznajo s tem, kako nastane kontrast na slikah ter kako poteka prostorska rekonstrukcija slik. To znanje jim bo zagotovo omogočilo lažje sporazumevanje z radiologi in drugimi strokovnjaki s tega področja.

Tudi v tem članku bo naše vodilo, da je za zdravnike predvsem pomembno znanje, povezano z uporabnostjo v medicini. Nekatere

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

re dele besedila, ki so tehnično zahtevnejši, bomo oddelili (v okvirih). Menimo, da so ti deli pomembni za razumevanje snovi, zlasti računski primeri.

Kontrast pri slikanju

Kontrast na sliki bo med opazovanima tkivoma tem večji, čim bolj se bosta signala iz teh dveh tkiv razlikovala.¹ Zato si na primeru spinskega odmeva pogledjmo, kako lahko spreminjamo kontrast na sliki.

Videli smo, da lahko višino signala spinskega odmeva (I_{SE}) popišemo z naslednjo odvisnostjo²:

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

kjer so ρ_N gostota vodikovih jeder, T_1 in T_2 spinsko-mrežni in spinsko-spinski relaksacijski čas, TR čas ponavljanja zaporedja sunkov ter TE čas spinskega odmeva.

Kot nam pokaže enačba 1, je na jakost signala spinskega odmeva in na kontrast na sliki možno vplivati s primerno časovno nastavitvijo zaporedja sunkov (Slika 1). Pri zaporedju sunkov spinskega odmeva sta nastavljiva parametra TE in TR.² Tako imamo možnost, da ob različnih vrednostih relaksacijskih časov T_1 in/ali T_2 v opazovanih tkivih (npr. pri tumorju in zdravem tkivu v okolici) za povečanje kontrasta nastavimo tak TR in/ali TE, da se bodo signali iz različnih tkiv čim bolj razlikovali.

Tabela 1: Izračunane jakosti signalov spinskega odmeva (I_{SE}) pri treh različnih časih TE: kratkem, optimalnem in dolgem. Gostota jeder in čas T_1 sta enaka v obeh tkivih: $\rho_N = 0,6 \cdot 10^5 \text{ mol/m}^3$ in $T_1 \approx 950 \text{ ms}$, čas T_2 pa je v zdravem tkivu enak 60 ms in v tumorju 90 ms. Na napravi nastavljeni čas TR smo nastavili na 2500 ms.

TE (ms)	Tkivo	$\rho_N (10^5 \text{ mol/m}^3)$	$1 - e^{-TR/T_1}$	e^{-TE/T_2}	$I_{SE} (\cdot 10^3)$
20	zdravo tkivo	0,6	0,93	0,72	40
20	tumor	0,6	0,93	0,80	45
80	zdravo tkivo	0,6	0,93	0,27	15
80	tumor	0,6	0,93	0,41	23
160	zdravo tkivo	0,6	0,93	0,07	4
160	tumor	0,6	0,93	0,17	9

TE – čas spinskega odmeva, ρ_N – gostota vodikovih jeder, TR – čas ponavljanja sunkovnega zaporedja spinskega odmeva, T_1 – spinsko-mrežni relaksacijski čas, T_2 – spinsko-spinski relaksacijski čas, I_{SE} – jakost signalov spinskega odmeva

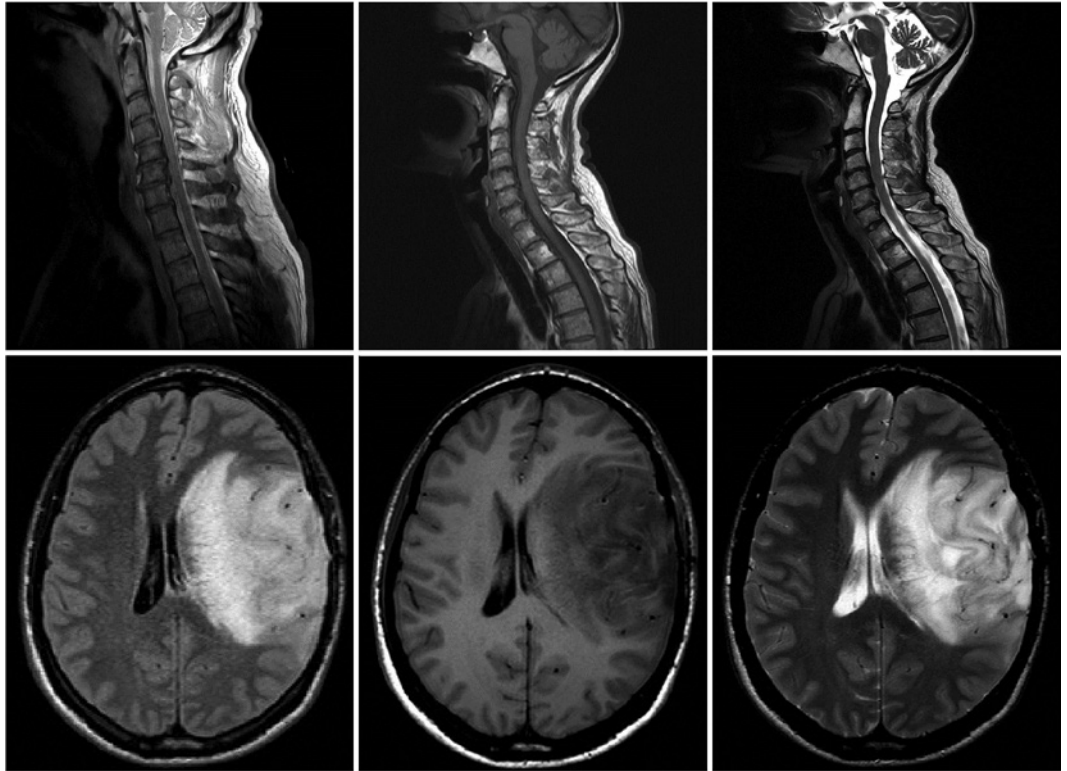
Oglejmo si tri posebne načine optimizacije kontrasta, pri katerih dobimo:

- gostotno poudarjene slike,
- T_2 poudarjene slike in
- T_1 poudarjene slike.

Gostotno poudarjene slike

Pri slikanju z NMR je velikokrat gostota magnetnih dipolov (ρ_N) precej enakomerna. Zato ta biološki dejavnik običajno ne prispeva h kontrastu med različnimi tkivi na sliki. Če pa sta gostoti jeder za opazovani tkivi različni, relaksacijska časa (T_1 in T_2) pa sta podobna, uporabimo dolg čas med zaporedji sunkov (TR) in kratek čas spinskega odmeva (TE). V tem primeru govorimo o gostotno poudarjenih slikah. Tako dobimo najboljši kontrast ob najvišjih možnih signalih spinskega odmeva, saj ti niso zmanjšani zaradi relaksacije T_1 in T_2 (enačba 1). Gostotno poudarjeno slikanje se redko uporablja, ker se različna mehka tkiva med seboj relativno malo razlikujejo glede na vsebnost vode.^{3,4} V poštev pride predvsem pri slikanju obkostnih in ob sklepnih struktur, saj kostnino zaradi manjše gostote protonov lahko zanesljivo ločimo od mehko tkivnih struktur.³⁻⁵ Za ta način optimizacije kontrasta se odločimo lahko tudi, ko želimo prikazati edem kostnine, npr. ob poškodbah ali malignih kostnih tumorjih.³

Slika 1: Prikaz slik vratnega dela hrbtenice in zadajšnje lobanjske kotanje (zgornja vrstica) pri treh različnih nastavitvah parametrov na napravi. Slika na levi (gostotno poudarjena slika) je bila dobljena z nastavitvijo časovnih parametrov na TE = 9,9 ms in TR = 3500 ms, medtem ko sta bili za sliko v sredini uporabljeni nastavitvi enaki TE = 10 ms in TR = 450 ms (T₁ poudarjena slika). Za sliko na desni sta bila časovna parametra enaka TE = 118 ms in TR = 3500 ms (T₂ poudarjena slika). V spodnji vrstici pa so prikazane gostotno, T₁ in T₂ poudarjene slike možganskega tumorja. Pri tem tumorju je viden kontrast tudi na gostotno poudarjeni sliki. (Slike so bile posnete na Kliničnem inštitutu za radiologijo, UKC Ljubljana.)



T₂ poudarjene slike

Pa poglejmo pri MR tomografiji bolj pogost primer, ko je v opazovanih tkivih poleg gostote jeder približno enak tudi spinsko-mrežni relaksacijski čas (T₁) in se razlikuje le T₂. Kot primer privzemimo, da to velja za tumor in za zdravo tkivo v okolici in da je v tumorju spinsko-spinski relaksacijski čas (T_{2,t}) daljši kot v zdravem tkivu (T_{2,z}). V tem primeru je edini način, da dosežemo dober kontrast, ustrezna izbira parametra TE, kot lahko razberemo iz enačbe 1. Vidimo namreč, da je signal spinskega odmeva v obeh tkivih lahko različen le zaradi člena e^{-TE/T_2} .

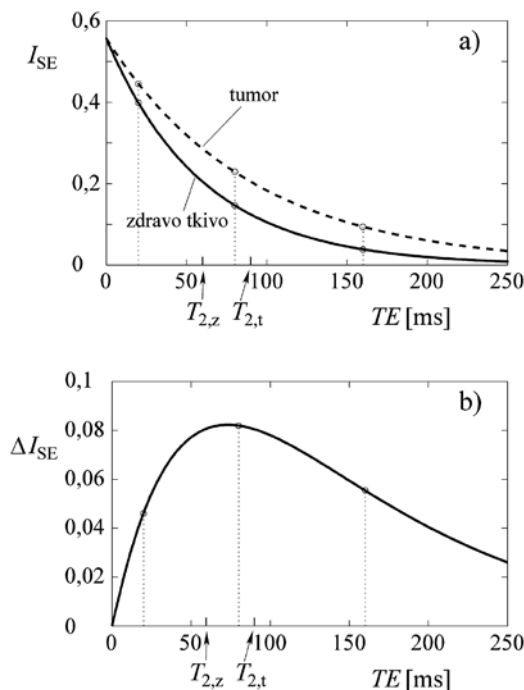
Razlika med višinama signalov spinskih odmevov med bolnim in zdravim tkivom se v tem primeru ključno spreminja namreč le v odvisnosti od vrednosti parametra TE (tabela 1). A tudi tu ni vseeno, kakšno vrednost nastavimo na napravi. Če bi uporabili kratek čas spinskega odmeva (TE < T_{2,z}), bi dobili visoke signale tako iz tumorja kakor tudi iz okoliških tkiv, torej povsod svetlo sliko in temu primerno slab kontrast (Slika 2). Zato je najbolje uporabiti tak TE, pri katerem je signal iz okolice že nizek, iz tumorja pa ostaja še visok. Ta razlika je teoretično najvišja, ko je TE daljši od T_{2,z} in krajši od T_{2,t}. Vendar pa v praksi izbiramo tudi daljše TE vre-

Tabela 2: Različni tipi slik glede na način optimizacije kontrasta, ki je povezan z nastavitvijo parametrov TR in TE. O gostotno poudarjenih slikah govorimo pri dolgem TR in kratkem TE, o T₁ poudarjenih slikah govorimo pri kratkem TE in vrednostih TR, ki so krajše ali primerljive s T₁, o T₂ poudarjenih slikah pa govorimo pri dolgem TR in vrednostih TE, ki so daljše ali primerljive s T₂.

Vrsta slike	ρ_N	$1 - e^{-TR/T_1}$	e^{-TE/T_2}	I_{SE}
Gostotno poudarjena	različen	≈ 1	≈ 1	$\propto \rho_N$
T ₁ poudarjena	podoben	različen	≈ 1	$\propto 1 - e^{-TR/T_1}$
T ₂ poudarjena	podoben	≈ 1	različen	$\propto e^{-TE/T_2}$

TE – čas spinskega odmeva, ρ_N – gostota vodikovih jeder, TR – čas ponavljanja sunkovnega zaporedja spinskega odmeva, T₁ – spinsko-mrežni relaksacijski čas, T₂ – spinsko-spinski relaksacijski čas, I_{SE} – jakost signalov spinskega odmeva

Slika 2: Odvisnost višine spinskega odmeva (I_{SE}) (a) in njune razlike (ΔI_{SE}) (b) od časa spinskega odmeva (TE) za tumor (črtkana črta) in za zdravo tkivo (polna črta). V prikazanem primeru je spinsko-spinski relaksacijski čas za tumor ($T_{2,t}$) enak 90 ms, za zdravo tkivo ($T_{2,z}$) pa 60 ms. Spinsko-mrežna relaksacijska časa za zdravo tkivo in za tumor sta enaka 950 ms. Gostota vodikovih jeder je enaka v obeh tkivih. Čas ponavljanja sunkovnega zaporedja je veliko daljši od časa T_1 ($TR = 2500$ ms) in govorimo o T_2 poudarjeni sliki. Izračunane vrednosti signala pri časih TE = 20 ms, 80 ms in 160 ms (Tabela 1) so nakazane s pikčastimi črtami in poudarjene s krožci.



dnosti, saj tudi te nudijo zadovoljiv kontrast, torej zadovoljive T_2 poudarjene slike (Slika 2). Omejitev predstavljajo le časi spinskega odmeva TE, ki so veliko daljši od $T_{2,t}$, ker bi pri njih iz vseh volumnov v rezini dobili nizke signale, ki zaradi šuma ne bi bili primerni

za dobro kvaliteto slike. Čas ponavljanja zaporedja sunkov (TR) pa pri T_2 poudarjenih slikah nastavimo na več kot trikratnik relaksacijskega časa T_1 . Optimalno bi ga lahko nastavili celo na njegov petkratnik, a s tem bi preveč podaljšali čas slikanja. To nam namreč zagotavlja visok signal, saj se izmerjeni signal v tem primeru dodatno ne zmanjša zaradi T_1 relaksacije. Tako dobimo na sliki optimalen kontrast, to je temno okolico in svetel tumor (Sliki 1 in 2). Pri takih nastavitvah TR in TE govorimo o T_2 poudarjenih slikah (Tabela 2).

Naj navedemo nekaj primerov klinične uporabe T_2 poudarjenih slik. Z njimi lahko prepričljivo razločujemo med tekočinskimi kolekcijami in maščobnim tkivom, kar nam na primer omogoča prikaz hematomov v mehkih tkivih ali pa cističnih formacij v tumorjih.^{3,4} To slikanje je primerno tudi za prikazovanje obsega tkivnega edema, kar je denimo uporabno v primeru tumorjev možganov ali hrbtenjače, ki so v različni meri obdani z območjem edema.³ Dobro lahko tudi prikažemo vnetna žarišča ali predele demielinizacije v centralnem živčevju (npr. pri multipli sklerozi).³

T_1 poudarjene slike

T_1 poudarjeno slikanje uporabljamo v diagnostične namene, ko sta gostota jeder in relaksacijski čas T_2 za opazovani tkivi zamenljivo različna, relaksacijska časa T_1 pa se razlikujeta. Višina signala spinskega odmeva iz opazovanih tkiv v tem primeru ne bi bila različna pri kateri koli izbrani vrednosti parametra TE (enačba 1). Tako je edini način, da dosežemo dober kontrast, ustrezna izbira parametra TR, saj se signala iz bolnega in zdravega tkiva lahko razlikujeta le zaradi člena $1 - e^{-TR/T_1}$. Čas med zaporedji sunkov TR pa mora biti, po podobnem premisleku kot pri T_2 poudarjenih slikah, v idealnem primeru daljši od $T_{1,z}$ in krajši od $T_{1,t}$, če je spinsko-mrežni relaksacijski čas v bolnem tkivu ($T_{1,t}$) daljši kot v zdravem tkivu ($T_{1,z}$). V tem primeru iz enačbe 1 vidimo, da je signal iz tumorja nizek, iz zdravega tkiva pa visok. V praksi izbiramo tudi krajše TR vrednosti, saj dobimo tudi pri njih zadovoljiv T_1 poudarjen kontrast. Omejitev predstavljajo

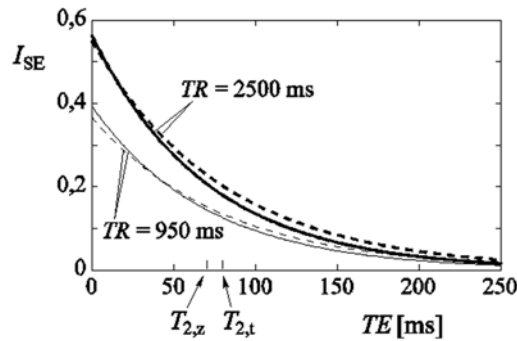
Pa si za nazornejšo predstavo izračunajmo signale, ki določajo kontrast med tumorjem in zdravim okoliškim tkivom pri treh različnih časih TE: kratkem, optimalnem in dolgem. Privzemimo, da sta gostota jeder in spinsko-mrežni relaksacijski čas (T_1) enaka v obeh tkivih: $\rho_N = 0,6 \cdot 10^5 \text{ mol/m}^3$ in $T_1 \approx 950$ ms, spinsko-spinski relaksacijski čas (T_2) pa je v zdravem tkivu enak 60 ms in v tumorju 90 ms. Za čas TR, ki ga nastavimo na napravi, izberimo vrednost 2500 ms, za čas TE pa vrednosti 20 ms, 80 ms in 160 ms. Če te vrednosti vstavimo v enačbo 1, dobimo, da za signal iz tumorja pri času spinskega odmeva TE = 20 ms velja:

$$I_{SE} \propto 0,6 \cdot 10^5 \text{ mol/m}^3 (1 - e^{-2500 \text{ ms}/950 \text{ ms}}) e^{-20 \text{ ms}/90 \text{ ms}} \propto 0,6 \cdot 10^5 \cdot (1 - e^{-2,63}) e^{-0,22} = 0,6 \cdot 10^5 \cdot 0,93 \cdot 0,80 = 45 \cdot 10^3.$$

Preostali signali spinskega odmeva pri TE = 20, 80 in 160 ms, ki smo jih v skladu z navedenimi podatki izračunali za tumor in zdravo tkivo z isto enačbo, so prikazani v Tabeli 1 in vrisani v Sliki 2.

Takoj vidimo, da zaradi enakih vrednosti gostote in T_1 relaksacijskega časa ta dva biološka dejavnika ne prispevata k različnim višinam signalov iz obeh tkiv, ne glede na nastavitev časa ponavljanja zaporedja sunkov spinskega odmeva (TR). Nazorno pa lahko vidimo različno odvisnost višine signala v obeh tkivih od nastavitve časa spinskega odmeva (TE). Pri kratkem času spinskega odmeva (TE = 20 ms) dobimo iz obeh tkiv visoka signala ($45 \cdot 10^3$, $40 \cdot 10^3$) z majhno razliko med njima ($5 \cdot 10^3$), pri optimalnem času (TE = 80 ms) se razlika med signaloma ($23 \cdot 10^3$, $15 \cdot 10^3$) poveča ($8 \cdot 10^3$). Pri dolgem času TE pa dobimo iz obeh tkiv relativno nizka signala ($9 \cdot 10^3$, $4 \cdot 10^3$), razlika med signaloma pa se zmanjša ($5 \cdot 10^3$). Ugotovimo sicer, da se relativno razlika sorazmerno poveča pri dolgem času TE, a signala iz obeh tkiv sta praviloma prenizka za rekonstrukcijo slike, ki bi bila uporabna za diagnostiko. Na njiju namreč že znatno vpliva šum, ki nastane pri meritvi in ju tako težje ločimo.

Slika 3: Odvisnost višine spinskega odmeva (I_{SE}) od časa spinskega odmeva (TE) za tumor (črtkana črta) in za zdravo tkivo (polna črta). V prikazanem primeru sta spinsko-spinska relaksacijska časa $T_{2,t}$ in $T_{2,z}$ enaka 90 in 80 ms, medtem ko sta spinsko-mrežna relaksacijska časa $T_{1,t}$ in $T_{1,z}$ enaka 1010 in 890 ms. Zgornji črta pri TR = 2500 ms poudarjeno sliko, spodnji črta pri TR = 950 ms pa T_1 poudarjeno sliko.



le časi TR, ki so veliko krajši od $T_{1,z}$, ker bi v tem primeru imeli prenizke signale in zaradi šuma neprimerno kakovost slike. Če pa bi uporabili čas ponavljanja sunkovnega zaporedja, ki bi bil daljši kot $T_{1,t}$, bi dobili visoke signale tako iz tumorja kakor tudi iz okoliških tkiv, torej povsod svetlo sliko in zato slab kontrast. Po analogiji s T_2 poudarjenimi slikami nastavimo TE kratek v primerjavi s relaksacijskim časom T_2 , saj nam to zagotavlja kar se da majhno relaksacijo T_2 in zato najvišji možni signal. Pri takih nastavitvah TR in TE govorimo o T_1 poudarjenih slikah.

T_1 poudarjeno slikanje je primerna izbira, ko želimo natančno razločevati med možgansko sivino in belino, npr. pri ocenjevanju obsega sprememb v možganih, kot so tumorji ali infarkti (Slika 1).^{3,4} V poštev pride za določitev narave tekočinskih kolekcij. Relaksacijski čas T_1 vodnih molekul v krvi ali v cerebrospinalni tekočini je namreč precej daljši kot pri vodnih molekulah v gnojni tekočini ali edematoznem tkivu.^{3,4} Ta način slikanja lahko uporabimo npr. tudi za pri-

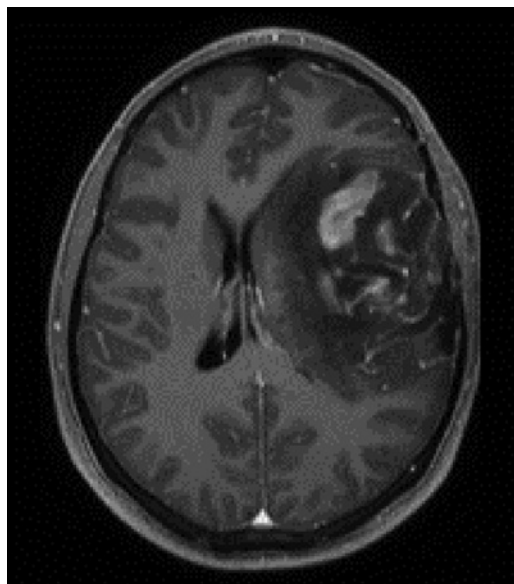
kaz subakutnega subduralnega hematoma, ki je sicer pri slikanju s CT (*angl.* computer tomography) težko ločljiv od možganovine (izodenzen), saj ima namreč subakutni hematom precej krajši čas T_1 od okolišnje možganovine.³

Splošni primer

V zadnjih dveh posebnih primerih smo privzeli, da je bodisi relaksacijski čas T_1 ali T_2 v opazovanih tkivih podoben (Slika 2, Tabela 2). Poudariti pa je treba, da se na splošno tako relaksacijska časa T_1 kakor tudi relaksacijska časa T_2 razlikujeta v opazovanih tkivih. Zato so višine spinskih odmevov iz različnih tkiv in posledično kontrasti med tkivi največkrat odvisni tako od relaksacijskega časa T_1 kakor tudi od T_2 . Razmerje med višino signala spinskega odmeva med opazovanima tkivoma se tako ne spreminja le z vrednostjo enega na napravi nastavljenega parametra, kot je čas TE pri T_2 poudarjenih slikah (Slika 2) ali TR pri T_1 poudarjenih slikah.

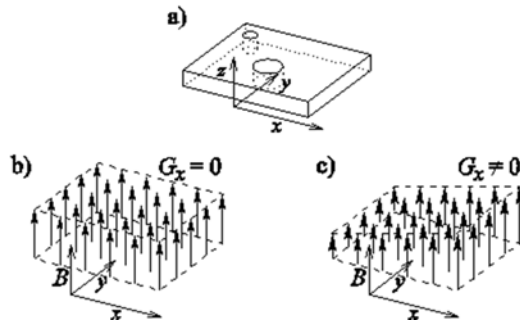
Ker je vpliv relaksacije T_1 lahko nasproten vplivu relaksacije T_2 , se je praviloma pri različnih vrednostih časov $T_{2,t}$, $T_{2,z}$, $T_{1,t}$ in $T_{1,z}$ za optimalen kontrast med tkivoma potrebno odločiti za primernejšo kombinacijo na napravi nastavljenih parametrov TR in TE.^{4,6,7} Tako npr. pri večji relativni razliki med časoma T_1 v primerjavi z razliko med časoma T_2 praviloma uporabimo parametre, ki bolj ustrezajo T_1 poudarjenim slikam. Velja tudi obratno. Na tem mestu velja omeniti, da moramo včasih upoštevati tudi vpliv različne gostote magnetnih dipolov (ρ_N).

Slika 4: T_1 poudarjena slika tumorja v glavi s Slike 1 po dodanem kontrastnem sredstvu, ki omogoči natančnejšo diferenciacijo komponent tumorja. (Slika je bila posneta na Kliničnem inštitutu za radiologijo, UKC Ljubljana.)



Na Sliki 3 je prikazana bolj splošna odvisnost signalov od relaksacijskih časov T_1 in T_2 . Kot primer preučimo mejno situacijo, pri kateri sta relativni razliki v relaksacijskih časih T_1 in T_2 pri opazovanih tkivih enaki. Na Sliki 3 vidimo, da sta razliki med signaloma pri uporabljenih časih TR = 2500 ms in 950 ms podobni, če pri TR = 2500 ms nastavimo dolg TE ali pri TR = 950 ms nastavimo kratek TE. Čas TR, enak 2500 ms, približno ustreza 2,5-kratniku povprečne vrednosti obeh spinsko mrežnih relaksacijskih časov, čas TR, enak 950 ms, pa povprečni vrednosti le-teh. Pri prvi kombinaciji govorimo o T_2 poudarjeni sliki, pri drugi pa o T_1 poudarjeni sliki.

Slika 5: (a) Lega rezine z dvema z vodo napolnjenima valjema v koordinatnem sistemu. (b) Ponazoritev homogenega magnetnega polja ($B = B_0$). Po dogovoru kaže B_0 v smeri osi z. (c) Primer, ko se dodatno magnetno polje – gradient magnetnega polja, ki sicer kaže v smeri osi z, spreminja le v smeri osi x: $B_G(x) = G_x \cdot x$. Posledično je celotna gostota magnetnega polja odvisna le od koordinate x (enačba 5).



Če povzamemo, za dober kontrast na slikah je v splošnem potrebno, da s primernimi nastavitvami parametrov zaporedij sunkov na napravi povečamo razlike v velikosti izmerjenih signalov. Ti primarno izhajajo iz različnih tkiv v opazovani rezini zaradi njihovih različnih bioloških lastnosti – t.j. različnih vrednosti za ρ_N , T_1 ali T_2 .

V eno izmed tkiv lahko damo kontrastno sredstvo in s tem tkivu spremenimo relaksacijski čas T_1 in/ali T_2 . Na ta način praviloma povečamo razlike v relaksacijskih časih med opazovanima tkivoma in tako ustvarimo večji kontrast. Kontrastna sredstva pri MRI so molekule, ki imajo večje magnetne dipole (npr. gadolinij – Gd, Gd-DTPA itd.), zato ustvarjajo veliko večje spremenljivo magnetno poje okoli sebe kot jedra vodika in tako omogočijo hitrejšo oddajanje energije vodikovih jeder v okolico (relaksacijo T_1) in/ali vračanje komponente magnetizacije v ravnini x – y proti o (relaksacijo T_2).⁸⁻¹⁰

Naj na tem mestu tudi omenimo, da se v klinični praksi za prikaz določenega telesnega območja oziroma za natančno določitev narave neke bolezenske spremembe ponavadi uporabijo kombinacije različno poudarjenih slikanj (z ali brez kontrastnih sredstev in večinoma v več projekcijah) in ne le enega samega tipa.^{3,4,11} Za pravilno izbiro le-teh, in seveda za čim boljše diagnostično vrednost posnetih slik, pa so poleg teoretičnega razumevanja MR tomografije potrebne tudi bogate praktične izkušnje, podprte z različnimi računalniškimi programi.^{12,13}

Določanje mesta izvora signala

V prejšnjih poglavjih smo spoznali, kako lahko vplivamo na velikost signala pri magnetni resonanci, da povečamo kontrast med opazovanimi tkivi. Zdaj pa nas zanima,

kako lahko ugotovimo, iz katerega volumna v opazovani rezini človeškega telesa prihaja izmerjeni signal. Le v tem primeru namreč lahko »izpolnimo« odgovarjajoč kvadrater na sliki te rezine z ustrezno sivino in tako dobimo (rekonstruiramo) sliko rezine.¹ Moramo dodati, da se bomo tega poglavja dotaknili bolj na hitro in z namenom, da bralec dobi le osnovni občutek, kako se določa mesto izvora signala. Po našem mnenju namreč podrobnejše poznavanje same rekonstrukcije slike za zdravnike ni tako pomembno kot razumevanje optimizacije kontrasta.

Pri slikanju z magnetno resonanco načelno rešujemo ta problem z dodatnim magnetnim poljem, ki se spreminja po opazovani rezini in s pomočjo matematičnega orodja imenovanega Fourierova transformacija.^{4,6,14}

Odvisnost resonančne frekvence od magnetnega polja

Spoznali smo, da ima elektromagnetno valovanje, ki ga moramo dovesti jedrom med vzbujanjem in ki ga jedra oddajajo med relaksacijo, natančno določeno frekvenco–resonančno frekvenco, ki jo imenujemo tudi Larmorjeva frekvenca²:

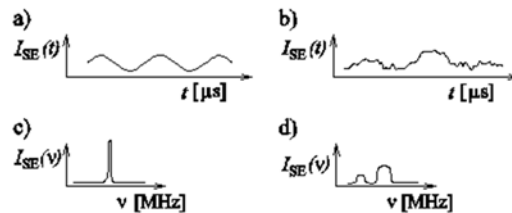
$$\nu = (\gamma / 2 \pi) B_0. \quad \text{enačba 2}$$

Kot vidimo, je resonančna frekvenca odvisna le od gostote magnetnega polja (B_0) ter od giro-magnetnega razmerja (γ), ki ga določata električni naboj in masa posameznega jedra in je specifično za vsako vrsto jeder.^{3,15,16}

Vrednost resonančne frekvence je pri enakih jedrih odvisna od vrednosti magnetnega polja, ki ga zaznajo jedra. Če imamo različne vrednosti magnetnega polja na različnih mestih v opazovani človeški rezini, takoj vidimo, da imajo tudi izmerjeni signali iz različnih mest različne frekvence. Torej smo dobili ključ, s katerim lahko ugotovimo, iz katerih mest v rezini posamezni signali izvirajo: vedeti moramo, kako se magnetno polje spreminja po opazovani rezini in kako določimo frekvence izmerjenih signalov.

Pa pogledjmo stvar nekoliko bolj konkretno. Pri slikanju z magnetno resonanco

Slika 6: Časovni odvisnosti signalov, ki ju dobimo z zaporedjem sunkov spinskega odmeva brez gradienta magnetnega polja (a) in z dodanim gradientom (b). Frekvenčna spektra teh signalov brez gradienta magnetnega polja (c) in z dodanim gradientom (d), pridobljena s Fourierovo transformacijo. Signal, ki ga izmerimo v zunanjem magnetnem polju brez dodanega gradienta (a) in zato s Fourierovo transformacijo tega signala dobimo le eno frekvenco (c). Signal, ki ga izmerimo v zunanjem magnetnem polju z dodanim gradientom (b), pa vsebuje različne frekvence in zato s Fourierovo transformacijo tega signala dobimo frekvenčno porazdelitev preko širšega območja frekvenc (d). Signal pri naši rezini (Slika 5 a) je najvišji pri srednjih frekvencah, saj imamo večji cilindri v rezini pri koordinati x z vrednostjo nič. Levo od njega nam spekter prikazuje signal, ki prihaja iz manjšega cilindra (d). Naj spomnimo, da z vodo napolnjena valja vsebuje jedra, ki oddajajo signal.



vključimo poleg homogenega (konstantnega) magnetnega polja (B_0) tudi dodatno magnetno polje (B_G), ki se spreminja po vzorcu. Kot najenostavnejši zgled imejmo B_G , katerega velikost se linearno spreminja le v smeri osi x , ima pa, tako kot B_0 , smer osi z (Slika 5). Tako smo v opazovani rezini dobili gostoto magnetnega polja (B), ki je vsota statičnega in po osi x spremenljivega magnetnega polja.

Lahko zapišemo torej

$$B(x,y,z) = B_0 + B_G(x,y,z), \quad \text{enačba 3}$$

kjer je

$$B_G(x,y,z) = G_x \cdot x, \quad \text{enačba 4}$$

G_x imenujemo gradient magnetnega polja. Skupno zunanje magnetno polje se tudi spreminja v smeri osi x :

$$B(x) = B_0 + G_x \cdot x. \quad \text{enačba 5}$$

Skladno s spreminjanjem skupnega magnetnega polja se spreminja s koordinato x tudi resonančna frekvenca (enačba 2) signalov iz posameznih volumnov v rezini:

$$v = (\gamma / 2 \pi) (B_0 + G_x \cdot x). \quad \text{enačba 6}$$

Frekvenca v , ki je odvisna od zunanjega magnetnega polja (enačba 2), je torej odvisna od lege volumnov, v našem primeru le od njihove koordinate x . Ker iz opazovane rezine dobimo signal, ki je enak vsoti signalov, izhajajočih iz vseh volumskih elementov, so frekvence teh signalov odvisne le od koordinate x . Signali, ki izvirajo iz mest, ki ležijo na različnih koordinatah x , imajo tudi različne resonančne frekvence in obratno, iste resonančne frekvence imajo signali iz volumnov z isto koordinato x .

Kot primer si pogledjmo razliko v gostoti magnetnega polja in zato razliko v resonančni frekvenci za jedri vodika, ki ležita na skrajnih robovih bolnikove glave. V našem

primeru gre za senčna predela, ki sta na oddaljenosti, enaki bitemporalnemu premeru glave.

Vzemimo, da je bitemporalni premer glave 20 cm in da so tipične vrednosti gradientov v MR tomografih z gostoto magnetnega polja 1,5 T enake 20 mT/m. Za giromagnetno razmerje vzemimo $2,675 \cdot 10^8 \text{ s}^{-1}\text{T}^{-1}$ in privzemimo, da leži bolnik v sredini gradientne tuljave. Tako je desni rob glave v točki s koordinato $x = -10 \text{ cm}$, levi rob glave pa v točki s koordinato $x = +10 \text{ cm}$. Tako lahko iz enačb 5 in 6 dobimo za desni senčni predel pri položaju $x = -10 \text{ cm}$ vrednosti za gostoto magnetnega polja in ustrezno frekvenco:

$$B = B_0 + G_x \cdot x = 1,5 \text{ T} + 20 \text{ mT/m} \cdot (-0,1 \text{ m}) = 1,498 \text{ T},$$

$$v = (\gamma / 2 \pi) B = (2,675 \cdot 10^8 \text{ s}^{-1}\text{T}^{-1} / 2 \pi) \cdot 1,498 \text{ T} = 63,815 \text{ MHz}.$$

Za levi senčni predel pri položaju $x = +10 \text{ cm}$ pa dobimo:

$$B = B_0 + G_x \cdot x = 1,5 \text{ T} + 20 \text{ mT/m} \cdot 0,1 \text{ m} = 1,502 \text{ T},$$

$$v = (\gamma / 2 \pi) B = (2,675 \cdot 10^8 \text{ s}^{-1}\text{T}^{-1} / 2 \pi) \cdot 1,502 \text{ T} = 63,985 \text{ MHz}.$$

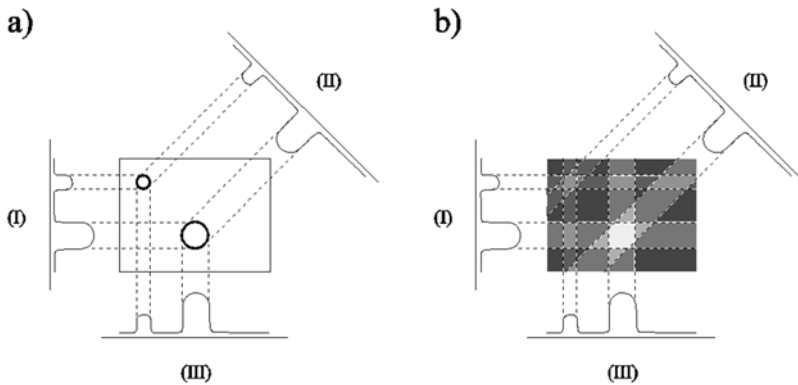
Izračunajmo še razliko v frekvencah med obema senčnima predeloma glave:

$$\Delta v = 63,985 \text{ MHz} - 63,815 \text{ MHz} = 0,17 \text{ MHz}.$$

Zaradi razlike v gostoti magnetnega polja, ki je 0,004 T, je sprememba v resonančni frekvenci med senčnima predeloma glave zaradi dodanega gradienta enaka 170 kHz.

Brez dodatnega magnetnega polja ($G_x = 0$) bi torej izmerili skupni signal, kjer bi prispevki k signalu iz vseh volumnov v rezini imeli enako frekvenco z vrednostjo 63,9 MHz (Sliki 5 b in 6 a, c). Dodatno magnetno polje pa povzroči, da izmerjeni signal vsebuje prispevke z različnimi frekvencami z vrednostmi od 63,815 MHz do 63,985 MHz (Sliki 5 c in 6 b, d). Ker je odvisnost magnetnega polja od lege x določena z znanim gradientom, lahko iz izmerjenih frekvenc ugotovimo koordinato x lege volumnov, iz katerih prihajajo signali.

Tako smo na sorazmerno enostavnem primeru spoznali t. i. princip frekvenčnega kodiranja z gradienti magnetnega polja pri MRI.



Slika 7: Princip rekonstrukcije homogene rezine z dvema z vodo napolnjenima cilindroma. Homogenemu magnetnemu polju dodamo gradient magnetnega polja, ki mu pri slikanju rezine spreminjamo smer v ravnini x-y. Zato je gostota magnetnega polja odvisna le od koordinat x in y. Signali in spektri signalov, ki jih dobimo s Fourierovo transformacijo, imajo različne oblike, ki so odvisne od smeri gradienta. Narisane so spektri za tri izbrane smeri gradienta: $\Phi = 90^\circ$ (I), $\Phi = 225^\circ$ (II) in $\Phi = 0^\circ$ (III). Višina spektra ima znatno višjo vrednost pri frekvencah, pri katerih zaradi z vodo napolnjenih cilindrov dobimo signal (a). Sliko rekonstruiramo s preprostim seštevanjem višin posameznih spektrov v ravnini z upoštevanjem pripadajočih smeri spreminjanja magnetnega polja. Narisano je seštevanje za spektre I, II in III (b). Naj omenimo, da je slika manjšega cilindra slabše izražena, saj bi bilo zaradi njegove majhnosti treba za boljši kontrast sešteti več kot tri projekcije.

Fourierova transformacija

Kot smo spoznali že v prejšnjem podglavju, vzbujena jedra med relaksacijo oddajajo signale. Njihove frekvence so odvisne od položaja posameznih jeder, če je vrednost magnetnega polja zaradi dodanega gradienta različna po rezini. Tedaj je skupni signal, ki je vsota signalov, ki jih oddajajo posamezna jedra na različnih krajih v rezini, sestavljen iz različnih frekvenc.

Pri meritvi lahko izmerimo le časovno odvisnost skupnega signala (Slika 6 a, b), ne moremo pa izmeriti frekvenc posameznih signalov, iz katerih je signal sestavljen. Iz časovne odvisnosti skupnega signala pa lahko določimo porazdelitev signala po frekvencah, kar imenujemo spekter. Spekter določa tako frekvence, ki jih izmerjeni signal vsebuje, pa tudi višine signalov pri posameznih frekvencah (Slika 6 c, d). Ker pa frekvence signalov pri MRI določajo položaje volumnov v rezini, prav te spektre potrebujemo za določitev mesta izvora signala.

Na srečo pa znamo spektre izračunati iz časovne odvisnosti izmerjenega signala – z matematičnim postopkom, t.i. Fourierove transformacije. Ta transformacija za izmerjeni signal, ki je funkcija časa (Slika 6 a, b), določi frekvence posameznih signalov in višine signalov pri posameznih frekvencah (Slika 6 c, d).

Kako uporabimo iz izmerjenih signalov izračunane spektre za rekonstrukcijo slike opazovane rezine, pa bomo spoznali v naslednjem podglavju.

Rekonstrukcija slike

Poznamo različne metode za rekonstrukcijo slik presekov telesa. V praksi navadno

generiramo slike s spreminjanjem gostote magnetnega polja tudi v dve preostali smeri (y in z), saj potrebujemo za določitev lege točke v prostoru tri koordinate (x, y in z). Spremenljivo magnetno polje dobimo z dvema dodatnima gradientoma magnetnega polja. Izkaže se, da je ta dodatna gradienta potrebno hitro spreminjati. Slikanje z NMR je torej sestavljeno iz usklajenega vključevanja sunkovnih zaporedij in gradientov magnetnega polja. Iz signalov npr. spinskega odmeva, ki jih izmerimo ob spreminjanju gradientov magnetnega polja, dobimo tako podatke za prostorsko ločljivost kakor tudi za kontrast. Prvi so zapisani v frekvencah (in faznih zamikih), drugi pa v višini signalov pri posameznih frekvencah. Nato iz izmerjenih signalov s pomočjo Fourierove transformacije in različnih tehnik za rekonstrukcijo slik izračunamo slike opazovanih rezin človeškega telesa.^{4-6,11,14,15}

Vedno se postavlja tudi dilema, ali je sploh smiselno razlagati postopek rekonstrukcije slik, saj so v praksi uporabljane metode preveč zapletene, da bi jih lahko po kratkem opisu razumeli. Vendar naj na hitro, vsaj za osnovno predstavo, vseeno omenimo najpreprostejšo metodo – t.i. rekonstrukcijo iz projekcij, ki se uporablja tudi pri CT.^{4,6,14} Pri tej metodi dodamo le en gradient magnetnega polja, katerega smer v ravnini x-y pri vsaki meritvi spremenimo. Signale spinskega odmeva izmerimo pri izbranih kotih gradienta in s Fourierovo transformacijo izračunamo spektre teh signalov. Tako dobimo po en spekter za vsako smer gradienta v ravnini x-y (Slika 7 a). Višina spektra pri posamezni frekvenci (točka na spektru) določa vsoto vseh signalov iz volumnov, iz katerih izvirajo signali z isto frekvenco. To pa so le volumni, ki ležijo pravokotno na smer gradienta, saj samo jedra v teh volumnih zaznajo enako magnetno polje (Slika 7 a). Tako tak spekter dejansko predstavlja projekcijo opazovane rezine na smer v ravnini, ki smo jo določili s smerjo gradienta.

Sliko merjene rezine lahko nato sorazmerno preprosto rekonstruiramo s seštevanjem posameznih spektrov. Pri tem moramo upoštevati smeri gradientov, ki smo jih uporabili pri meritvi posameznega spektra. Signali se pri seštevanju posameznih projekcij (spektrov) namreč ojačajo le na tistih delih slike opazovane rezine, ki predstavljajo volumne, iz katerih dejansko izvirajo signali in so zato vidni na vseh projekcijah (Slika 7 b). Zato dobimo v točkah, kjer so deleži signalov najvišji na vseh spektrih, pri seštevanju najsvetlejšee kvadratke. In obratno, v točkah, kjer so deleži signalov najnižji na vseh spektrih, dobimo pri seštevanju najtemnejše kvadratke.

Zaključki

Pri slikanju z magnetno resonanco se tako kot pri drugih slikovnih metodah soočimo z dvema osnovnima problemoma: z zagotovitvijo ustreznega kontrasta na sliki in z razrešitvijo, iz katerega dela rezine izvirajo izmerjeni signali.

Za kontrast so nujno potrebne različne vrednosti signalov (npr. spinskega odmeva), ki jih izmerimo na opazovanih tkivih. Pri slikanju z magnetno resonanco dobimo optimalen kontrast s pravilno izbiro sunkovnih zaporedij in z nastavitvijo njihovih časovnih spremenljivk (npr. TE in TR pri spinskem odmevu). Osnovni predpogoj pa so seveda različne lastnosti opazovanih tkiv, ki se zrcalijo v različni gostoti jeder in/ali različnih relaksacijskih časih T_1 in T_2 .

Vse informacije, ki jih potrebujemo za rekonstrukcijo slike, pridobimo s kompleksnim načinom merjenja MR signalov, to je z dodatnimi spreminjajočimi se gradienti magnetnega polja, ter z uporabo Fourierove transformacije.^{3,6,14}

Za poznavanje pravih vrednosti sunkovnih zaporedij in vrednosti časovnih spremenljivk, ki so odločilne za optimalen kontrast in diagnostično vrednost slike, sta potrebna tako teoretično znanje kakor tudi bogate praktične izkušnje.

Zahvala

Zahvaljujemo se Alji Črneji, dr. med., Harvard University, za kritične pripombe med pisanjem tega prispevka ter prim. mag. Darji Babnik-Peskar, dr. med., in dr. Igorju J. Kocijančiču, dr. med., Univerzitetni Klinični Center Ljubljana, za slike iz klinične prakse. Delo je finančno podprla Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije v okviru programa P1-0055.

Razlaga kratic

- CT – računalniška tomografija (*angl.* computer tomography)
- NMR – jedrska magnetna resonanca (*angl.* nuclear magnetic resonance)
- MRI – slikanje z magnetno resonanco (*angl.* magnetic resonance imaging)
- MR – magnetna resonanca (*angl.* magnetic resonance)
- TE – čas spinskega odmeva (*angl.* spin echo time)
- TR – čas ponavljanja zaporedja sunkov (*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. Božič B, Kristanc L, Gomišček G. Magnetna resonanca, pojav z velikim medicinskim potencialom, a zapletenim fizikalnim ozadjem – 2. del: Osnove magnetne resonance. *Zdrav Vestn* 2013; 82: 851–8.
3. Demšar F, Jevtić V, Bačić GG. Slikanje z magnetno resonanco. Ljubljana: Litera picta; 1996.
4. Brown MA, Semelka RC. MRI: Basic principles and applications. 4th ed. Hoboken (NJ): Wiley-Blackwell; 2010.
5. Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions: examples of employing nuclear magnetic resonance. *Nature* 1973; 242 (5394): 190–1.
6. Haacke EM, Brown RF, Thompson M, Venkatesan R. Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design. New York: J. Wiley & Sons; 1999.
7. Fukushima E, Roeder SBW. Experimental pulse NMR. Reading (MA): Addison-Wesley; 1981.
8. Bydder GM. Clinical applications of gadolinium-DTPA. In: Stark DD, Bradley WG, eds. *Magnetic resonance imaging*. St. Louis: C.V. Mosby; 1988.
9. Krause W. Contrast agents I: magnetic resonance imaging. Berlin: Springer; 2001.
10. Ožura A, Horvat Ledinek A, Starovasnik B, Sever A, Vodušek DB. Aleksija brez agrafije pri tumorski obliki multiple skleroze: prikaz primera. *Zdrav Vestn* 2009; 78: 9–12.
11. Foster MA. *Magnetic resonance in medicine and biology*. New York: Pergamon Press; 1984.
12. Žele T, Matos B, Prestor B, Knific J, Bajrović FF. Računalniško podprto predoperativno interaktivno 3-D načrtovanje operativnega posega v nevrokirurgiji. *Zdrav Vestn* 2006; 75: 703–11.
13. Vovk A, Cox RW, Šuput D, Stare J, Saad ZS. Uporaba statističnih podpisov za izdelavo verjetnostnih map zdravih in obolelih možganov–nov diagnostični pripomoček? *Zdrav Vestn* 2011; 80: 476–482.
14. Sobol WT. *The physics of magnetic resonance imaging*. 1st ed. New York: Taylor & Francis; 2010.
15. Stark DD, Bradley WG. *Magnetic resonance imaging*. St. Louis (MO): C.V. Mosby; 1988.
16. Abragam A. *Principles of nuclear magnetism*. London: Oxford University Press; 1985.