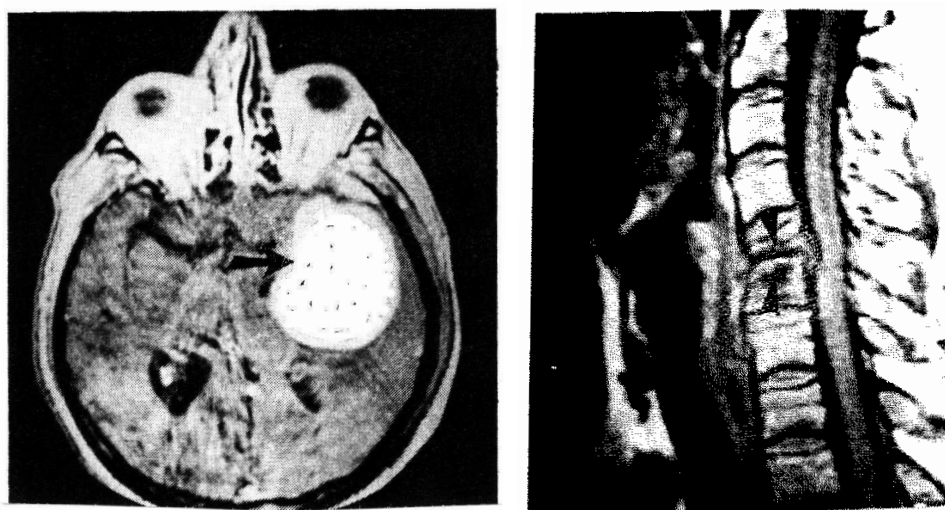


11 Slikanje z jedrsko* magnetno resonanco

Pri tej vaji bomo spoznali, da so nekatera atomska jedra magnetni dipoli, in predstavili njihovo obnašanje v zunanjem magnetnem polju. Seznanili se bomo tudi s tem, kako lahko to lastnost uporabimo za slikanje tkiv.

11.1 Uvod

V zadnjih desetletjih so se razvile številne računalniško podprte metode za slikanje človeškega telesa, ki so povzročile velik napredek v medicinski diagnostiki. Računalniška tomografija (angl. computed tomography – CT) in slikanje z jedrsko magnetno resonanco (angl. magnetic resonance imaging – MRI) sta najbolj znani tehniki (slika 11.1). Pri računalniški tomografiji (CT) je slika odvisna od absorpcije rentgenskih žarkov v bioloških tkivih, pri slikanju z jedrsko magnetno resonanco pa sliko določa obnašanje atomskih jeder v magnetnem polju.



Slika 11.1: Primer slikanja z jedrsko magnetno resonanco: rezina glave (levo) in hrbtenice (desno).

Ker si medicinske diagnostike ni mogoče več zamišljati brez slikanja z jedrsko magnetno resonanco, kakor tudi ne brez drugih slikovnih metod, je prav, da se seznanimo z osnovnimi načeli metod slikanja in s fizikalnimi osnovami jedrske magnetne resonance.

*Pri uporabi te metode se beseda “jedrska” ponavadi izpušča.

11.2 Osnove jedrske magnetne resonance

11.2.1 Magnetni dipol jedra

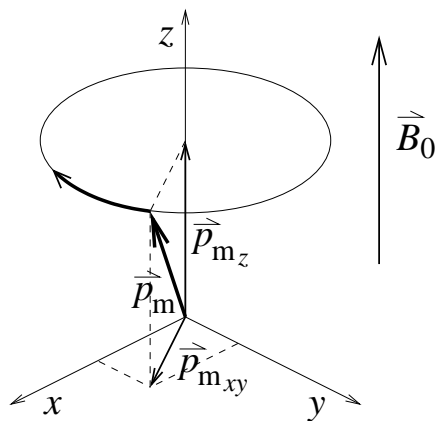
V naravi obstajajo atomi, katerih jedra so magnetni dipoli (spini). Magnetni dipol ima tudi jedro vodika (^1H), kar je pomembno za slikanje z magnetno resonanco, saj približno 70 % človeškega telesa sestavlja voda. Ostala jedra, ki jih tudi lahko izkoriščamo za slikanje z jedrsko magnetno resonanco, so predvsem izotop ogljika (^{13}C), natrij (^{23}Na) in fosfor (^{31}P).

Če vektorsko seštejemo vse posamezne magnetne dipole jeder, dobimo skupen magnetni dipol. Magnetni dipol na volumsko enoto imenujemo magnetizacija (\vec{M}). Magnetizacija opiše povprečno urejenost jedrskih magnetnih dipolov.

11.2.2 Vzbujanje in relaksacija jeder

Pri merjenju signala z jedrsko magnetno resonanco so pomembne naslednje lastnosti jedrskih magnetnih dipolov:

1. Če ni nobenega zunanjega magnetnega polja, kažejo magnetni dipoli jeder enakomerno v vse smeri. Magnetizacija je enaka nič.



Slika 11.2: *Precesija magnetnega dipola \vec{p}_m okoli smeri zunanjega magnetnega polja \vec{B}_0 . Smer magnetnega dipola se spreminja tako, da se konica vektorja giblje po krožnici v smeri puščice, medtem ko je začetek vektorja v izhodišču koordinatnega sistema. Komponenta \vec{p}_m v smeri magnetnega polja \vec{B}_0 je označena s \vec{p}_{mz} , s \vec{p}_{mxy} pa označimo komponento, ki je prečna na smer polja (projekcija \vec{p}_m na ravnino xy).*

2. Če jedra z magnetnim dipolom postavimo v zunanje magnetno polje \vec{B}_0 ,^{*} se le-ta delno usmerijo v smer zunanjega magnetnega polja.[†] Vsak magneten dipol, ki ni usmerjen natančno v smeri \vec{B}_0 , precedira okrog smeri magnetnega polja (slika 11.2). Krožna frekvenca te precesije, ki jo imenujemo Larmorjeva krožna frekvenca (ω), je odvisna od vrste jeder in od velikosti zunanjega magnetnega polja (B_0).

$$\omega = 2\pi\nu = \gamma B_0. \quad (11.1)$$

^{*}Zunanje magnetno polje \vec{B}_0 kaže po dogovoru v smeri osi z .

[†]Energija magnetnih dipolov je v smeri magnetnega polja nižja kot proti smeri magnetnega polja.

V tabeli 11.1 so podana giromagnetna razmerja (γ) nekaterih jeder. Larmorjeva krožna frekvenca za vodikova jedra ($\gamma = 267,5 \text{ MHz/T}$) znaša pri našem inštrumentu ($B_0 = 0,2 \text{ T}$) 53,5 MHz.

Tabela 11.1: *Giromagnetna razmerja (γ) jeder, ki so pomembna za medicinsko diagnostiko.*

Jedro	γ [MHz/T]
H^1	267,5
C^{13}	67,3
Na^{23}	70,7
P^{31}	108,3

V statičnem magnetnem polju kaže magnetizacija \vec{M} v ravnovesju v smeri zunanega magnetnega polja, saj so vse komponente magnetnih dipolov v ravnini xy (\vec{p}_{mxy}) enako verjetne in je njihova vsota v tej ravnini enaka nič ($\vec{M}_{xy} = 0$). Precesija posameznih jedrskih magnetnih dipolov zato nič ne vpliva na magnetizacijo, ki ima od nič različno le z -komponento, ki pa se s časom ne spreminja.

3. Če je vektor magnetizacije odklonjen iz smeri magnetnega polja, precedira okoli smeri zunanega magnetnega polja z Larmorjevo frekvenco. Precesijo sistema jeder z magnetnimi dipoli lahko tudi zaznamo z detekcijsko tuljavo, ki leži pravokotno na smer zunanega magnetnega polja (slika 11.8). Namreč, če jedra precedirajo v detekcijski tuljavi, se zaradi spreminjajoče se magnetizacije in s tem spreminjajočega se magnetnega polja v detekcijski tuljavi inducira napetost.

Vektor magnetizacije lahko odklonimo iz smeri magnetnega polja za določen kot, če na sistem (jeder z magnetnimi dipoli) delujemo z dodatnim kratkim sunkom izmeničnega magnetnega polja v smeri pravokotno na \vec{B}_0 s krožno frekvenco, ki je enaka Larmorjevi frekvenci: $B_1(t) = B_{1,0} \cos \omega t$. Temu pravimo *vzbujanje* jeder. Odklonski kot je sorazmeren amplitudi dodatnega magnetnega polja ($B_{1,0}$) in času njegovega delovanja, ki je reda velikosti milisekunda. Najosnovnejša sunka za vzbujanje jeder sta t. i. 90° -ski in 180° -ski sunek. 90° -ski sunek (sunek $\pi/2$) je elektromagnetno valovanje visoke frekvence s tako amplitudo in dolžino trajanja, da se smer magnetizacije v vzorcu odkloni za 90° (slika 11.3a), 180° -ski sunek (sunek π) pa je tisti, pri katerem se smer magnetizacije v vzorcu odkloni za 180° .

4. Po prenehanju sevanja elektromagnetnega valovanja se magnetizacija vrača v ravnovesno stanje, torej v smer zunanega magnetnega polja.

Ta proces imenujemo *relaksacija* in ga opišeta dve karakteristični konstanti: spinsko-mrežni relaksacijski čas (T_1) in spinsko-spinski relaksacijski čas (T_2). Spinsko-mrežni

relaksacijski čas opiše, kako hitro oddajo jedra z magnetnim dipolom dobljeno energijo svoji okolici. Spinsko-spinski relaksacijski čas pa opiše medsebojni vpliv jeder (interakcijo) z magnetnimi dipoli, kajti posamezno jedro zaradi svojega magnetnega dipola zazna tudi magnetno polje drugih jeder, ne le \vec{B}_0 . Vzrok za magnetno polje drugih jeder so namreč njihovi magnetni dipoli. Relaksacijski čas T_1 opiše hitrost vračanje komponente magnetizacije, ki kaže v smeri zunanega magnetnega polja, (M_z) proti ravnovesni vrednosti, relaksacijski čas T_2 pa hitrost zmanjševanja komponente, ki je pravokotna na smer zunanega polja, (\vec{M}_{xy}) proti ravnovesni vrednosti, ki je enaka nič.

Spinsko-mrežni in spinsko-spinski relaksacijski čas, ki popisujeta relaksacijo jeder v tkivih, se razlikujeta med seboj tako v zdravih kakor tudi v bolnih tkivih (tabela 11.2). Glavni vzroki, ki vplivajo v biološkem tkivu na relaksacijska časa T_1 in T_2 , so: a) koncentracija vode v tkivu, b) lastnosti makromolekul (npr. proteinov), obdanih z vodnimi molekulami ter c) koncentracija lipidov in paramagnetnih ionov. Vsi ti faktorji so v različnih kombinacijah prisotni v posameznih zdravih tkivih, spremenijo pa se tudi v istem tkivu pri različnih boleznih. Kot bomo videli kasneje, so različne vrednosti obeh relaksacijskih časov eden izmed osnovnih pogojev za kontrast (npr. med tumorjem in zdravim tkivom) pri slikanju z jedrsko magnetno resonanco.

Tabela 11.2: *Tipična relaksacijska časa T_1 in T_2 , ki popisujeta vračanje magnetnih dipolov jeder vodika v ravnovesno stanje v različnih zdravih in bolnih človeških tkivih.*

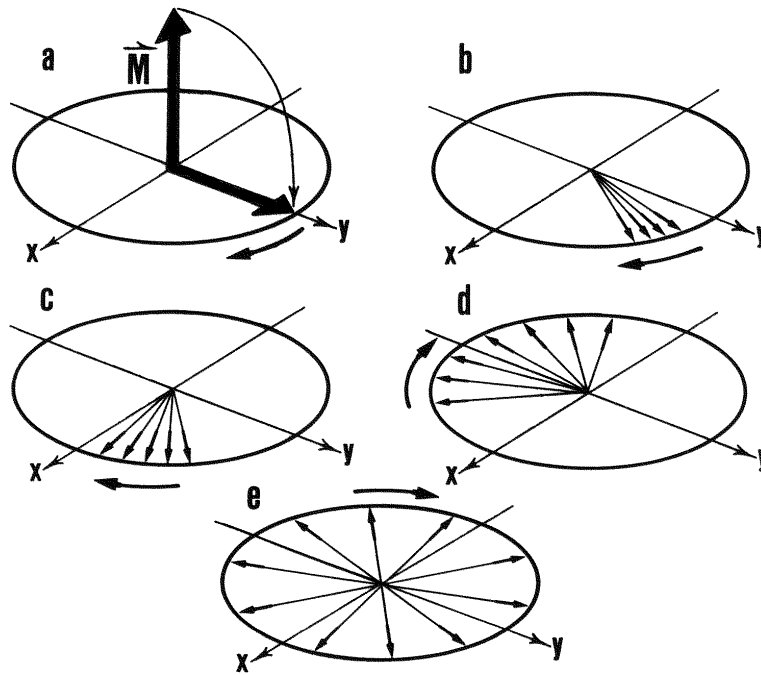
organ	T_1 [ms]	T_2 [ms]
siva substanca	920	100
bela substanca	780	90
mišica	870	45
jetra	500	42
kostni mozeg	241	53
tekočina (koleno)	1980	800
maligni tumor (prsa)	995	75
benigni tumor (prsa)	1200	90

Poglejmo si še malo podrobneje spinsko-spinsko relaksacijo! Če magnetno polje ni na vseh mestih natančno enako, imajo jedra z magnetnim dipolom na različnih mestih različne precesijske frekvence ω (prim. enačbo 11.1). Zaradi različnih precesijskih frekvenc magnetni dipoli v izbranem trenutku po 90° -skem sunku niso zavrteni za enak kot, saj “počasni” magnetni dipoli vse bolj zaostajajo, “hitri” pa so vse bolj spredaj (slike 11.3b, c in d). Pravimo, da se izgublja fazna povezava med magnetnimi dipoli. Shematsko so razmere po mnogih precesijskih obhodih prikazane na sliki 11.3e.

Komponenta magnetizacije v ravnini xy (\vec{M}_{xy}), ki je enaka vsoti komponent posameznih magnetnih dipolov v ravnini xy , se zato s časom manjša. Časovno spreminjanje velikosti komponente magnetizacije v ravnini xy (M_{xy}) lahko popišemo z eksponentno funkcijo:

$$M_{xy}(t) = M_{xy0} e^{-\frac{t}{T_2^*}}, \quad (11.2)$$

kjer je T_2^* relaksacijski čas, v katerem se izgubi fazna povezava med magnetnimi dipoli, če magnetno polje ni na vseh mestih enako.



Slika 11.3: *Precesija magnetnih dipolov po odklonu magnetizacije (\vec{M}) za 90° . Tanke puščice kažejo smeri magnetnih dipolov, zavite puščice pa smer spreminjanja smeri magnetnih dipolov. Razlike v smereh magnetnih dipolov se povečujejo zaradi različnih precesijskih frekvenc, kot prikazujejo slike po abecednem vrstnem redu.*

Magnetno polje ni na vseh mestih enako zaradi dveh razlogov: zaradi spremenljivega magnetnega polja, ki ga ustvarijo dipoli drugih jeder, in zaradi nehomogenosti zunanjega magnetnega polja. Zato se M_{xy} v splošnem zmanjšuje hitreje, kot bi se samo na podlagi sprememb magnetnega polja zaradi magnetnih dipolov. Na zmanjševanje M_{xy} namreč znatno vpliva nehomogenost zunanjega magnetnega polja (\vec{B}_0) zaradi neidealnih magnetov, s katerimi ustvarjamo magnetno polje. Zato je skupen relaksacijski čas T_2^* znatno krajši od spinsko-spinskega relaksacijskega časa T_2 , ki ga določajo le interakcije med dipoli*.

Obratna vrednost relaksacijskega časa T_2^ je vsota obratnih vrednosti dveh prispevkov:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_{2\Delta B_0}},$$

11.2.3 Meritev signala pri jedrski magnetni resonanci

Pri slikanju z jedrsko magnetno resonanco položimo človeško telo v zunanje magnetno polje z gostoto magnetnega polja približno od 0,5 T do 3 T.* Jedra vzbujamo z različnimi sunkovnimi zaporedji in nato merimo odziv na vzbujanje.

Navedimo dve osnovni sunkovni zaporedji:

- (a) vzbujanje s samo enim 90° -skim sunkom:

Napetost, ki se inducira v detekcijski tuljavici zaradi precesije magnetizacije po 90° -skem sunku (slika 11.3), imenujemo signal proste precesije. Amplituda signala je sorazmerna $M_{xy}(t)$ (enačba 11.2). Zato je signal proste precesije največji takoj po sunku, s časom pa se njegova amplituda zmanjšuje s časovno konstanto T_2^* zaradi zgubljanja fazne povezave. Signal lahko opazujemo na zaslonu osciloskopa, vendar zaradi visoke Larmorjeve frekvence (nekaj MHz) vidimo le ovojnico hitro nihajoče inducirane napetosti (slika 11.4A).

- (b) vzbujanje z enim 90° -skim sunkom, ki mu po izbranem času $TE/2$ sledi 180° -ski sunek:

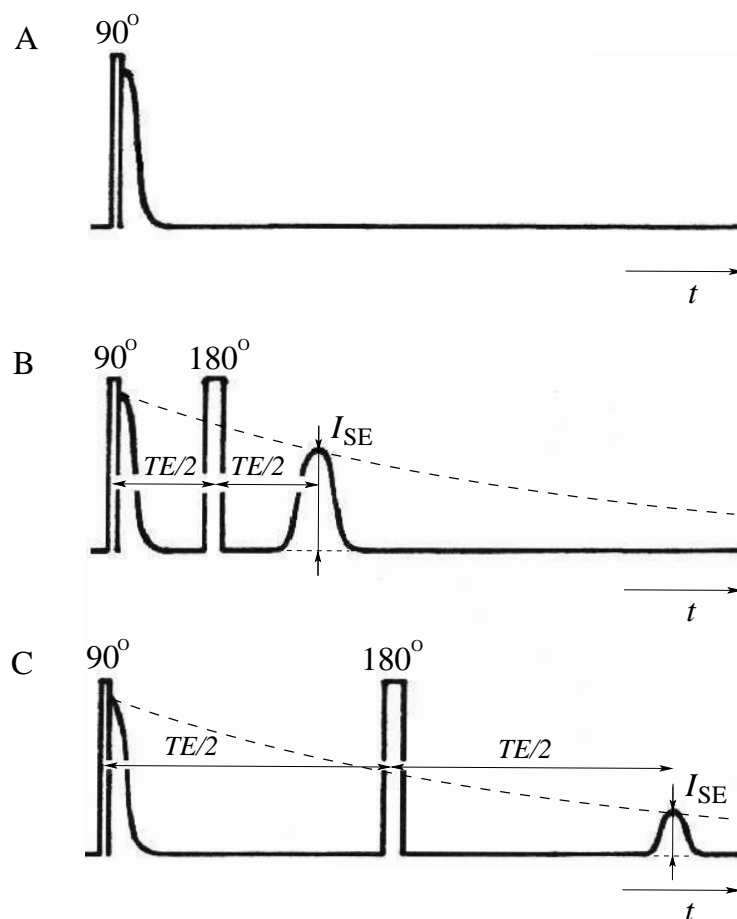
Pri tem zaporedju zaznamo z detekcijsko tuljavo dodaten signal, ki ga imenujemo spinski odmev, z maksimumom v času TE po 90° -skem sunku (sliki 11.4B in C).

Nastanek signala spinskega odmeva je shematsko prikazan na sliki 11.5. Po 90° -stopinj-skem sunku magnetizacija kroži v ravnini xy (slika 11.3). Fazna povezava med magnetnimi dipoli se izgublja in signal se zmanjšuje, kot ga opisuje relaksacijski čas T_2^* . Če tedaj na magnetne dipole delujemo s 180° -skim sunkom v smeri pravokotno na \vec{B}_0 , dobimo tik po njegovem prenehanju zavrteno sliko stanja tik pred 180° -skim sunkom. To vrtenje magnetnih dipolov okrog osi, ki je pravokotna na \vec{B}_0 , povzroči, da so sedaj "počasni" magnetni dipoli spredaj, "hitri" pa zadaj (slika 11.5). Ker "počasni" še naprej zaostajajo, "hitri" pa prehitevajo, se fazna razlika med magnetnimi dipoli zmanjšuje in ob času TE magnetni dipoli spet krožijo z isto fazo. V detekcijski tuljavi se tedaj inducira signal spinskega odmeva (sliki 11.4B,C): ko je fazna razlika med magnetnimi dipoli še velika, sta inducirana napetost in s tem opazovani signal majhna, z zmanjševanjem fazne razlike se signal povečuje, doseže maksimalno vrednost in spet pada zaradi upadanja fazne povezave pri nadaljnjem kroženju.

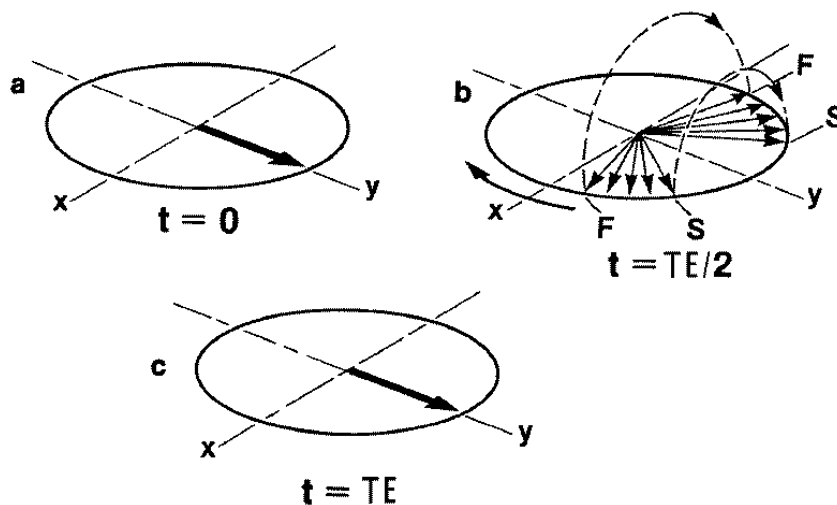
Kljub temu, da se obnovi fazna povezava, ki se je izgubila zaradi nehomogenosti zunanjega magnetnega polja, je signal spinskega odmeva nižji kot signal proste precesije, ker v času TE nekaj magnetnih dipolov izgubi fazno povezavo zaradi interakcije.

kjer je $T_{2\Delta B_0}$ čas, ki opisuje zmanjševanje fazne povezave med magnetnimi dipoli zaradi nehomogenosti zunanjega magnetnega polja, in T_2 spinsko-spinski relaksacijski čas, do katerega pride zaradi interakcije med magnetnimi dipoli. V splošnem prevladuje vpliv nehomogenosti zunanjega magnetnega polja ($T_{2\Delta B_0} \ll T_2$ in $T_2^* \approx T_{2\Delta B_0}$), zato T_2 direktno težko določimo.

*Za primerjavo naj navedemo, da je gostota zemeljskega magnetnega polja desettisočkrat manjša (10^{-4} T).



Slika 11.4: Shematski prikaz sunkov in signalov pri vzbujanju z 90° -skim sunkom (A). Vzbujanje s sunkovnim zaporedjem 90° - in 180° -skega sunka za dva različna časa spinskega odmeva: krajši (B) in daljši (C). Narisana je le ovojnica visokofrekvenčnih signalov. S tanko črtkano krivuljo je shematsko narisano padanje maksimuma spinskega odmeva v odvisnosti od časa spinskega odmeva: $I_{SE} \propto e^{-TE/T_2}$.



Slika 11.5: Nastanek spinskega odmeva. (a) Takoj po 90° -skem sunku kažejo magnetni dipoli v isto smer. (b) Pri 180° -skem sunku pride do vrtenja magnetnih dipolov, ki kažejo v različne smeri. Z F so označeni “hitri” magnetni dipoli, z S pa “počasni”. (c) V času TE spet kažejo magnetni dipoli v isto smer.

Maksimum spinskega odmeva (I_{SE}) je tako odvisen od gostote jeder (ρ) ter relaksacijskega časa T_2 , ni pa odvisen od nehomogenosti zunanega magnetnega polja. Popišemo ga lahko z naslednjo odvisnostjo:

$$I_{SE} \propto \rho e^{-\frac{TE}{T_2}}, \quad (11.3)$$

kjer je TE čas spinskega odmeva.

V praksi je potrebno sunkovna zaporedja ponavljati. V tem primeru je maksimum spinskega odmeva (I_{SE}) odvisen tudi od relaksacijskega časa T_1 in sicer:

$$I_{SE} \propto \rho (1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}) e^{-\frac{TE}{T_2}}, \quad (11.4)$$

kjer je TR je čas ponavljanja sunkovnega zaporedja oziroma čas med 90° -stopinjskimi sunki. Izraz v oklepaju popiše odvisnost velikosti spinskega odmeva od spinsko-mrežne relaksacije – v primeru daljših časov ponavljanja se komponenta magnetizacije v smeri magnetnega polja bolj relaksira in višje vrednosti M_z inducirajo v naslednjem zaporedju višji signal spinskega odmeva.

Poleg zgoraj opisanih sunkovnih zaporedij, uporabljamo za vzbujanje jeder na splošno različne kombinacije visokofrekvenčnih sunkov. Izmerjeni signali so odvisni od izbire sunkov in časovnih razmikov med njimi ter od časa ponavljanja.

11.2.4 Kontrast pri slikanju z jedrsko magnetno resonanco

Zaporedje 90° - in 180° -skega sunka je eno izmed klasičnih zaporedij za vzbujanje jeder pri slikanju z jedrsko magnetno resonanco. Enačba (11.4) prikazuje, da je maksimum spinskega

odmeva (I_{SE}) odvisen tako od lastnosti tkiva (ρ , T_1 , T_2) kakor tudi od parametrov, ki jih lahko nastavimo na aparatu (TR , TE).

Tako imamo možnost, da za različne T_1 in T_2 v opazovanih tkivih (npr. pri tumorju in zdravem tkivu v okolici) nastavimo taka TR in TE , da se bo signal I_{SE} iz različnih tkiv kar se da razlikoval. Le tako bomo namreč dobili dober kontrast med opazovanimi tkivi, saj velikemu signalu I_{SE} ustreza svetlo območje na sliki, majhnemu signalu I_{SE} pa temno.

Kot primer pogledjmo, kakšen čas spinskega odmeva (TE) potrebujemo, da dobimo optimalen kontrast med tumorjem in okoliškim tkivom. Privzemimo, da je T_2 v tumorju veliko daljši kot v zdravem tkivu v okolici. Tedaj moramo uporabiti tak TE , pri katerem je signal iz tumorja še visok, iz zdravega tkiva v okolici pa že nizek. To bo le tedaj, ko bo TE krajši od $T_{2\text{ tumor}}$ in daljši od $T_{2\text{ zdravo tkivo}}$ (enačba 11.3). V tem primeru dobimo na sliki dober kontrast. Če bi vzeli krajši čas spinskega odmeva ($TE < T_{2\text{ zdravo tkivo}}$), bi dobili visoke signale tako iz tumorja kakor tudi iz okoliških tkiv, torej temu primerno slab kontrast. Podobno bi se zgodilo pri času spinskega odmeva TE , daljšem od $T_{2\text{ tumor}}$, le da bi v tem primeru dobili nizke signale in prav tako slab kontrast.

V splošnem se izkaže, da je diagnostični potencial slikanja z jedrsko magnetno resonanco, ob danih lastnostih tkiva (ρ , T_1 in T_2), odvisen predvsem od pravilne izbire sunkovnih zaporedij in od primerne nastavitve časov med sunki (npr. TR in TE).

11.3 Slikanje

Spoznali smo, kako merimo signal in od česa je odvisna njegova velikost. Da pa lahko jedrsko magnetno resonanco uporabimo za slikanje, moramo vedeti, od kod – iz katerega dela telesa – je signal prišel.

Opazujmo rezino vzorca v ravnini xy , pri čemer se gostota magnetnega polja v eni smeri (recimo x) enakomerno spreminja:

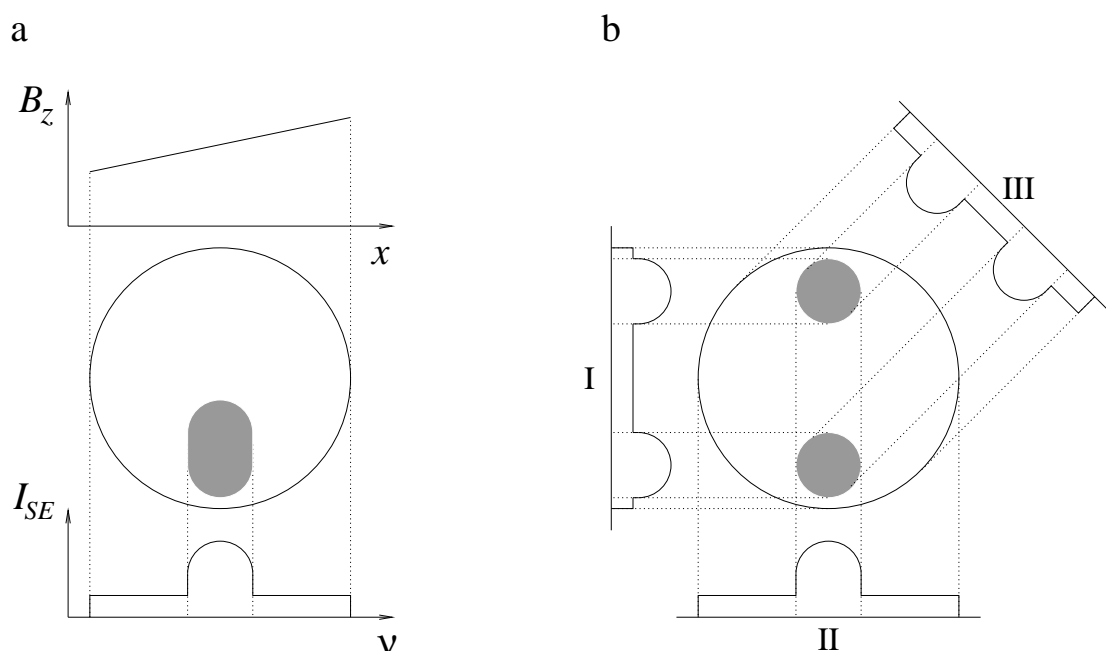
$$B_z = B_0 + Gx . \quad (11.5)$$

pri čemer gradient magnetnega polja (G) določa, kako je gostota magnetnega polja odvisna od x . Lastna frekvenca jeder (ν) je sorazmerna z gostoto magnetnega polja (enačba 11.1), zato se enakomerno s koordinato x spreminja tudi lastna frekvenca jeder

$$\nu(x) = \frac{1}{2\pi} \gamma (B_0 + Gx) . \quad (11.6)$$

Ker se torej magnetno polje, v katerem so jedra, spreminja, je signal spinskega odmeva, ki se inducira v tuljavi, sestavljen iz množice frekvenc. Iz signala, ki je funkcija časa, z matematičnim postopkom (Fourierjevo transformacijo), ki ga izvedemo z računalnikom, izračunamo, kolikšna je višina signala v odvisnosti od frekvence oziroma koliko signala pripada posameznim frekvencam. Z gradientom dosežemo, da imajo jedra v ravnini xy iste lastne frekvence na vzporednih pasovih, ki so na isti gostoti magnetnega polja. Ko poznamo porazdelitev signala po frekvencah, vemo, s katerega pasu na ravnini xy izvira določen del signala zaradi linearne odvisnosti med ν in x (enačba 11.6).

Z eno smerjo vzorca glede na gradient smo dobili višino signalov, ki pripadajo vzporednim pasovom, ki so v našem primeru pravokotni na koordinato x . Da dobimo porazdelitev signala po ravnini, je potrebno vzorec slikati iz več smeri. Pri tomografu, ki ga uporabljamo pri vaji, to napravimo tako, da postopoma vrtimo vzorec, tuljavici, ki ustvarjata gradient, pa sta pri miru. Za vsako smer posnamemo signal spinskega odmeva in s Fourierjeve transformacije dobimo porazdelitev signala po frekvencah. Zaradi linearne odvisnosti frekvenco od položaja vzdolž spreminjanja magnetnega polja lahko določimo še višine spinskih odmevov v odvisnosti od položaja v določenih smereh (slika 11.6).

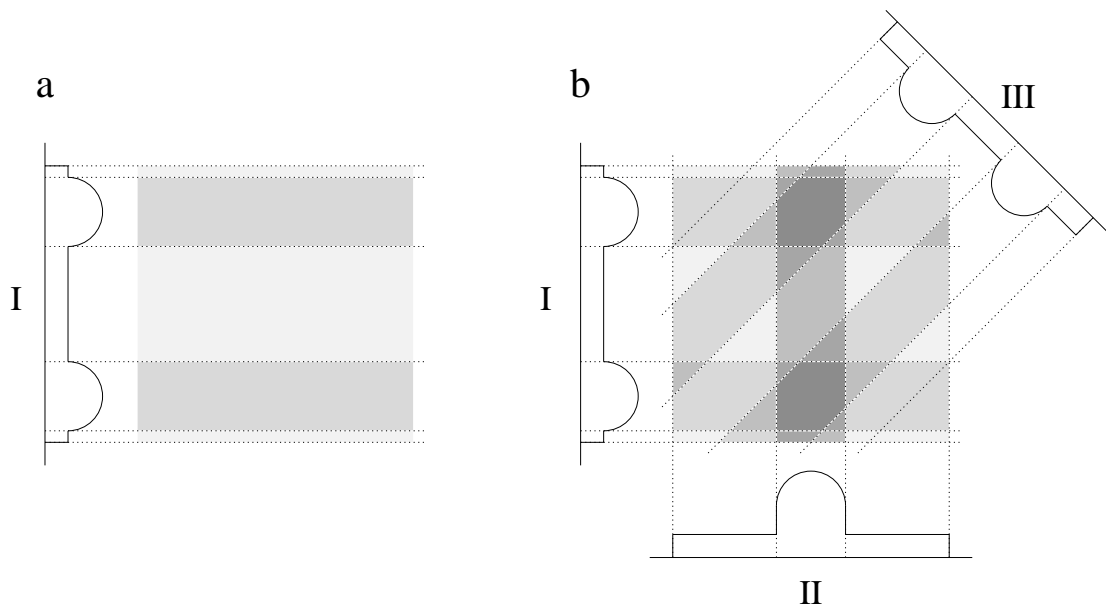


Slika 11.6: Shematski prikaz slikanja. Na izbranih primerih vzorcev so temneje prikazana področja, za katera je signal spinskega odmeva visok. a) Enakomerno naraščanje gostote magnetnega polja s položajem vzdolž osi x (en. 11.5). Odvisnost signala spinskega odmeva (I_{SE}) od frekvence (ν), ki ga dobimo s Fourierjevo transformacijo za izbrano smer gradienta glede na vzorec, pri čemer ν enakomerno narašča z x . b) Odvisnost signala spinskega odmeva od frekvence pri različnih smer gradienta glede na vzorec. Porazdelitev II je zelo podobna porazdelitvi na sliki a, čeprav se vzorca precej razlikujeta.

Iz posnetih projekcij (porazdelitev signala vzdolž določenih smeri) računalnik sestavi porazdelitev signala po ravnini – sliko rezine vzorca. Pri slikanju različnih vzorcev lahko dobimo pri nekaterih smereh enake projekcije (slika 11.6). To pomeni, da iz posamezne projekcije v splošnem ne moremo določiti porazdelitve višin spinskih odmevov po ravnini.

Ogledali si bomo, kako iz več projekcij, posnetih v različnih smereh, sestavimo sliko. Metodi pravimo rekonstrukcija iz projekcij*. Na sliko drugo za drugo nanašamo posamezne projekcije, za katere vemo smer glede na gradient. Pri posamezni projekciji vemo, kateremu

*angl. backprojection reconstruction



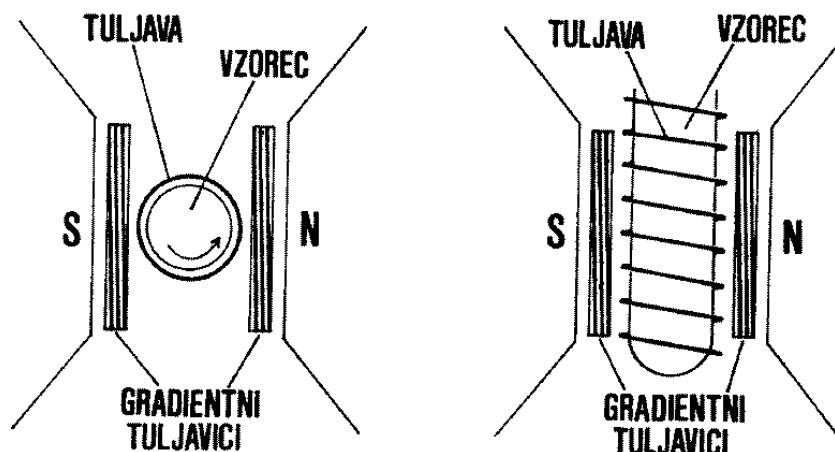
Slika 11.7: *Rekonstrukcija slike. a) Pripis vrednosti prve projekcije posameznim pasovom na sliki. b) Prištetje vrednosti s projekcij, ki so bile posnete pri drugih smereh. Pasovi posameznih projekcij se križajo in vsota prispevkov najbolj narašča na mestih, ki predstavljajo dele vzorca z visokim signalom.*

pasu ustreza višina signala. Ker ne poznamo, kako so posamezni deli vzorca, ki ležijo na izbranem pasu, prispevali k višini signala, na sliki kar celotnemu pasu pripišemo isto višino signala (slika 11.7a). Sliko vsakokrat razdelimo na pasove, ki so pravokotni glede smer projekciji, in vsakokrat delom slike, ki ležijo na posameznem pasu, pripišemo iste vrednosti. Nove vrednosti prištejemo vrednostim na sliki, ki smo jo do tedaj sestavili (slika 11.7b). Pasovi posameznih projekcij se križajo, zato na mestih, ki predstavljajo dele vzorca z močnim signalom, vsota prispevkov bolj naraste.

Zdravnik diagnostik si želi jasne slike, na kateri bo razločil posamezne organe med seboj in ugotovil bolezenska stanja. Zahteva se torej, da je slika kontrastna in ima dobro prostorsko ločljivost. Slike rekonstruiramo in obdelujemo z računalnikom, kar pomeni, da je zapis slike digitalen. Tako sliko si lahko predstavljamo sestavljeno iz majhnih kvadratkov (npr. 256×256 ali 512×512), za katere smo za vsakega določili višino izmerjenega signala, ki jo na sliki predstavimo z barvo ali odtenkom sivine.

Prostorska ločljivost slike navidezno ne predstavlja problema, saj lahko sliko razdelimo na več kvadratkov. Manjši so kvadrati, manjši volumen v vzorcu predstavljajo. A to ima smisel le, če lahko za tako majhne volumne vzorca dovolj natančno izmerimo posamezne velikosti signalov. Manjši kot je volumen, manjši je signal. Težave so tudi pri rekonstrukciji slike, saj za večjo prostorsko ločljivost potrebujemo več izmerjenih projekcij, kar pomeni daljši čas merjenja. Pri daljših časih merjenja pa je pacient težko pri miru. Na večjo prostorsko ločljivost lahko vpliva tudi dihanje ali utripanje srca. Za optimalno slikanje je potrebno iskati kompromis.

Druga zahteva je, da je slika kontrastna. Pri sumu tumorja v možganih mora biti ta na sliki jasno ločen (druge barve, oster prehod) od ostalih tkiv. Zato moramo poskrbeti, da bo višina



Slika 11.8: Shematski prikaz lege vzorca v MR tomografu (tloris – levo, naris – desno). Tuljava za vzbujanje jeder in detekcijo signala ovija epruveto z vzorcem, ki leži med severnim (N) in južnim (S) polom stalnega magneta. Z gradientnima tuljavicama ustvarimo gradient magnetnega polja, ki je potreben pri slikanju. Puščica na tlorisu prikazuje smer vrtenja vzorca pri slikanju.

signala spinskega odmeva iz tumorja drugačna kot iz ostalih tkiv. Vemo, da je višina spinskega odmeva odvisna tako od lastnosti tkiva (T_1 in T_2), kot tudi od nastavitve časovnih parametrov slikanja (ponavljalnega časa TR in časa spinskega odmeva TE). Iz tabele 11.2 vidimo, da se relaksacijski časi za različna zdrava in bolna tkiva razlikujejo, kar pomeni, da lahko posnamemo sliko, na kateri bomo ta tkiva ločili med seboj, a le pri pravilni izbiri časov TE in TR .

Za dovršeno slikanje je potrebno sodelovanje zdravnikov, ki postavijo predhodno diagnozo, in operaterjev tomografa, ki izberejo sunkovna zaporedja in primerne nastavitve časovnih spremenljivk na aparatu. Sodelovanje je za zdravnike lažje, če razumejo osnove jedrske magnetne resonance.

11.4 Opis merilnega sistema, ki ga boste uporabljali pri vaji

Šolski MR tomograf je sestavljen iz dveh povezanih naprav, NMR spektrometra in LCD osciloskopa, upravljamo pa ga z osebnim računalnikom. Vse naprave so v uporabi že dolgo vrsto let, zato je z njimi potrebno ravnati nežno in potrpežljivo. Pri vaji ne boste uporabljali vseh gumbov na tomografu, za pravilno delovanje pa bo vseeno potrebno vse gumbke natančno nastaviti v ustrezen položaj. Gumbi so shematsko prikazani na sliki 11.10, njihove nastavitve za vsako nalogo pa v tabeli 11.3 na koncu navodil.

Osrednji del tomografa je stalni magnet z gostoto magnetnega polja 0,2 T, v sredino katerega se vstavi vzorec. Vzorec se vzbuja s pomočjo radiofrekvenčnih sunkov, ki se jih s programatorjem pošilja* v tuljavo, ovito okoli vzorca (slika 11.8). Ista tuljava služi tudi za detekcijo signalov, ki jih oddajajo jedra med relaksacijo. Signali, ki se v tuljavi inducirajo med relaksacijo, se prikažejo na zaslonu računalnika.

*Lučka na čelni plošči tomografa zasveti vsakič, ko vzorec vzbudimo z izbranim sunkovnim zaporedjem.



Slika 11.9: Tretji vzorec predstavlja model za rezino človeškega telesa, kjer pričakujete tumor. S črko *T* je v vzorcu označena manjša cevka, ki je napolnjena z isto raztopino kot prvi vzorec in predstavlja tumor. Preostali del vzorca, ki predstavlja zdravo tkivo, je napolnjen z isto raztopino kot drugi vzorec. Desno je slika take rezine v glavi, kjer je tumor označen prav tako s črko *T*.

V šolskem tomografu ustvarimo gradient magnetnega polja s pomočjo dveh fiksnih tuljavic, zato je smer tega gradienta stalna. Različne projekcije vzorca, ki jih potrebujemo za slikanje, dobimo z vrtenjem vzorca (v medicinskih tomografih pacient miruje, vrti pa se gradient magnetnega polja). Gradient magnetnega polja je šibek: pri največji možni vrednosti se magnetno polje v vzorcu spremeni le za 0,06 %.

Pri vaji bomo uporabili tri vzorce. Prva dva vzorca sta raztopini, ki imata različne magnetne lastnosti in predstavljata dve tkivi (n. pr. tumor in zdrave možgane). Tretji vzorec je sestavljen iz prvih dveh in predstavlja model glave s tumorjem v zdravih možganih (vodoravni prerez tretjega vzorca je prikazan na sliki 11.9 — v večji epruveti, ki je napolnjena z raztopino iz drugega vzorca, je tanjša cevka, napolnjena z raztopino iz prvega vzorca.)

Pri vaji bomo najprej izmerili lastnosti vzorcev 1 in 2, nato pa bomo slikali tretji vzorec, pri čemer se bomo naučili kako ustvariti dober kontrast med tumorjem in zdravimi možgani.

- Naloge:**
1. Ugotovite, katero vrsto jeder lahko opazujemo s šolskim MR tomografom.
 2. Opazujte spinski odmev, ki nastane po vzbujanju vzorcev 1 in 2, ter izmerite spinsko-spinski relaksacijski čas (T_2) za oba vzorca.
 3. Vzorec 3 slikajte pri različnih vrednostih časa spinskega odmeva (TE) ter razmislite, pri katerih vrednostih na sliki dobimo dober kontrast med tkivi.

Potrebščine: MR tomograf
računalnik z monitorjem
zaprte epruvetke s tremi vzorci

Izvedba

1) Vklp MR tomografa in računalnika

1. Vklpote MR tomograf. Stikalo za vklop je na zadnji strani osciloskopa desno zgoraj ("power on").
2. Prižgite tudi računalnik in monitor.
3. S pritiskom na funkcijsko tipko F1 potrdite računalnikovo sporočilo glede nastavitve ure.
4. Ko se računalnik prebije do izbirnega menija za izbiro grafične kartice, s pritiskom na funkcijsko tipko F5 izberite prikaz EGA-LCD. Po potrditvi se na zaslonu prikaže osnovni meni programa za upravljanje tomografa.
5. Seznanite se z gumbi na tomografu. Gumbi in njihove približne nastavitve za vsako nalogo so prikazani na sliki 11.10 in v tabeli 11.3 na koncu navodil.

Pozor: vrednost, na katero sta nastavljena gumba 12 (NMR resonance) in 8 (TE), je določena tako, da so v okencu gumba navedene stotice, na obodu gumba pa desetice in enice.

2) Naloga 1.

Pri tej nalogi boste ugotovili, katero vrsto jeder opazujemo s šolskim MR tomografom. Pri tej nalogi ničesar ne merimo, zato jo lahko v celoti opravite na koncu vaje, po vseh opravljenih meritvah (ali pa že med pripravo doma).

1. V šolskem MR tomografu je stalno magnetno polje z gostoto 0,2 ($1 \pm 10\%$) T. V danem magnetnem polju imajo različne vrste jeder različne resonančne (Larmorjeve) frekvence (spomnimo se en. 11.1), zato bi morali različne vrste jeder v vzorcu vzbujati z različnimi frekvencami. Pri šolskem MR tomografu frekvenco

vzbujanja nastavljamo z gumbom 12, pri čemer je frekvenca zbujanja v MHz povezana z vrednostjo na gumbu preko enačbe

$$\nu = \nu_0 + kP, \quad (11.7)$$

kjer je $\nu_0 = 8,5$ MHz in $k = 5 \cdot 10^{-5}$ MHz, P pa je vrednost, na katero je nastavljen gumb 12 (tabela 11.3).

Iz zgornje enačbe izračunajte resonančno frekvenco, ki jo vzbujamo s šolskim MR tomografom, ter iz tega podatka ugotovite, katero vrsto jeder lahko z njim opazujemo. To naredite tako, da s pomočjo en. 11.1 določite giromagnetno razmerje opazovanih jeder, pri čemer v enačbo vstavite izračunano resonančno frekvenco in gostoto magnetnega polja v tomografu. Vrsto jeder nato določite iz tabele z giromagnetnimi razmerji (tabela 11.1).

2. Razmislite, ali bi s tem tomografom lahko vzbujali in opazovali tudi druga jedra? Namig: razmislite, kakšne so resonančne frekvence drugih jeder v tem aparatu, ter ali bi lahko z vrtenjem gumba 12 sploh dosegli te frekvence, če veste, da je največja vrednost na gumbu enaka $P = 999$?

3) Naloga 2.

Pri tej nalogi boste v vzorcih 1 in 2 opazovali spinski odmev, ki nastane po vzbujanju, ter izmerili spinsko-spinski relaksacijski čas (T_2) za oba vzorca.

1. V odprtino na zgornji strani tomografa previdno vstavite vzorec 1. Epruveta mora biti v tomograf potisnjena do plastičnega obročka.
2. Gumb 12 na tomografu *nežno* nastavite, kot je prikazano v tabeli 11.3. Na gumbih 12 (NMR resonance) in 8 (TE) je vrednost določena tako, da so v okencu gumba stotice, na obodu gumba pa desetice in enice. Za začetek vrednost gumba 8 (TE) nastavite na približno 20, vrednost gumba 7 (pulse 90°) na približno 7, vrednost gumba 6 (pulse 180°) pa na približno 2.
3. V osnovnem meniju na računalniku izberete F3 (**osciloskopski način**). Na zaslonu računalnika se pokaže časovna odvisnost signala, ki ga detekcijska tuljava zazna po sprožitvi 90° -skega sunka. Navpična os na grafu prikazuje višino signala. Z enim pritiskom na tipko \downarrow enoto na tej osi spremenite v 2 V/div. Vodoravna os prikazuje čas. Z enim pritiskom na tipko \leftarrow nastavite enoto na tej osi na 1 ms/div.
Pozor: če enoto nastavite na več kot 5 ms/div, bosta tomograf in računalnik zmrznila in ju bo potrebno ponovno zagnati.
4. Če je vse pravilno nastavljeno, je slika na zaslonu podobna sliki 11.4B. Na zaslonu razpoznavajte, kateri signal na sliki je 90° -ski sunek, kateri 180° -ski sunek in kateri je spinski odmev.

Pozor: V redkih primerih proženje osciloskopa odpove in se 90° -ski sunek na zaslonu ne pokaže ob času 0 ampak šele po nekaj ms. V takem primeru prosite vodjo vaj, da vam nastavitve popravi.

5. Gumb 7 (pulse 90°) počasi vrtite od najmanjše do največje možne vrednosti in ga nastavite tako, da bo signal proste precesije čim večji (to je padajoči signal, ki se pojavi takoj za 90° -skim sunkom).
6. Gumb 6 (pulse 180°) počasi vrtite od najmanjše do največje možne vrednosti in ga nastavite tako, da bo signal spinskega odmeva čim večji.
7. Počasi vrtite gumb 8 za nastavitve časa spinskega odmeva (TE) in opazujte, kako se višina spinskega odmeva spreminja v odvisnosti od časa spinskega odmeva. Komentar: z gumbom 8 pravzaprav nastavljamo čas, ko sprožimo 180° -ski sunek. S tem hkrati nastavljamo tudi čas, ob katerem se pojavi spinski odmev (TE), saj je le ta natanko še enkrat daljši od časa 180° -skega sunka.
Zapišite si vrednost na gumbu 8, pri kateri je $TE = 3$ ms, in vrednost, pri kateri je $TE = 18$ ms, pri čemer čas spinskega odmeva odčitajte iz slike na zaslonu računalnika. Pri tem upoštevajte enoto, ki ste jo nastavili na vodoravni osi (priporočena je enota 1 ms).
8. Izmerite višino spinskega odmeva pri $TE = 3$ ms in pri $TE = 18$ ms. Višina spinskega odmeva je razlika med vrhom spinskega odmeva in signalom daleč stran, ko je signal spinskega odmeva enak nič. Pri tem upoštevajte enoto, ki ste jo nastavili na navpični osi (priporočena enota je 2 V). Pri odčitavanju z zaslona računalnika si pomagajte s priloženim ravnilom.
9. V tomograf vstavite še vzorec 2 in tudi pri njem opazujte, kako se višina spinskega odmeva spreminja s časom spinskega odmeva. Tudi za ta vzorec izmerite višino spinskega odmeva pri $TE = 3$ ms in pri $TE = 18$ ms.
10. Izračunajte spinsko-spinski relaksacijski čas (T_2) za oba vzorca. To nalogo lahko naredite šele na koncu vseh opravljenih meritev pri vaji.

Višina spinskega odmeva se eksponentno zmanjšuje s časom spinskega odmeva (en. 11.4). Če enačbo za višino spinskega odmeva (en. 11.4) pri $TE = 3$ ms delimo z enačbo za višino spinskega odmeva pri $TE = 18$ ms, dobimo:

$$\frac{I_{SE_1}}{I_{SE_2}} = e^{-\frac{TE_1 - TE_2}{T_2}}. \quad (11.8)$$

Pri tem smo upoštevali, da so ρ , T_1 in TR pri meritvah spinskih odmevov posameznega vzorca pri 3 ms in 18 ms enaki. Po logaritmiranju sledi:

$$T_2 = \frac{TE_2 - TE_1}{\ln \frac{I_{SE_1}}{I_{SE_2}}}, \quad (11.9)$$

kjer sta TE_1 in TE_2 časa spinskega odmeva (v našem primeru enaka 3 ms in 18 ms), I_{SE_1} in I_{SE_2} pa sta višini odgovarjajočih spinskih odmevov.

4) Naloga 3.

Pri zadnji nalogi bomo posneli magnetnoresonančno sliko vzorca 3. Spomnimo se, da je vzorec 3 sestavljen iz prvih dveh — v večji epruveti, ki je napolnjena z raztopino iz drugega vzorca, je manjša cevka, napolnjena z raztopino iz prvega vzorca. Vzorec 3 tako predstavlja model glave s tumorjem v zdravih možganih (sl. 11.9).

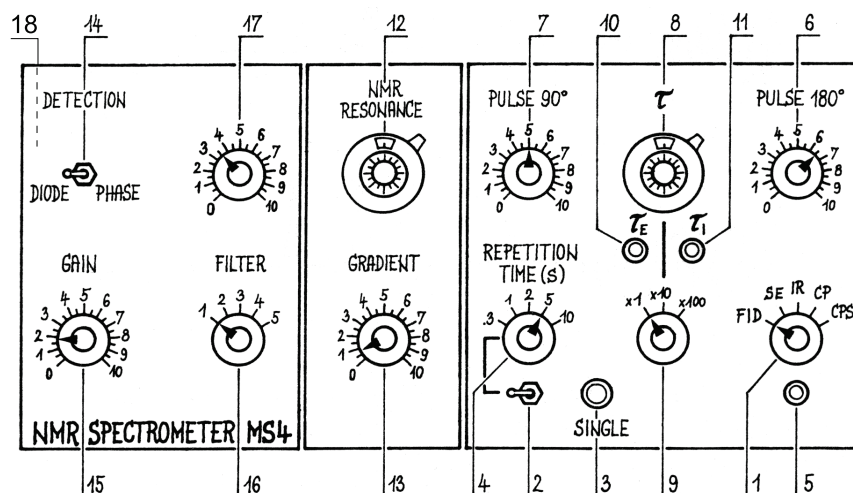
Pri tej nalogi bomo morali najprej natančno nastaviti frekvenco vzbujanja in gradient magnetnega polja. Nato bomo z vrtenjem vzorca slikali projekcije v različnih smereh, iz česar bo na koncu računalnik izračunal 2D sliko vodoravnega preseka vzorca.

Pred slikanjem še enkrat razmislite, od česa je odvisen kontrast na magnetnoresonančnih slikah. Spomnite se, da so tkiva na slikah tem bolj svetla, čim višji spinski odmev oddajajo. Če je spinski odmev iz dveh sosednjih tkiv enako močan, bosta obe tkivi na sliki enake barve, zato med njima ne bo kontrasta. Na sliki bo dober kontrast le, če bosta tkivi oddajali čim bolj različno velika odmeva. V takem primeru bo slika zares podobna primeru s slike 11.9. Na osnovi opazovanja in meritev iz prejšnje naloge razmislite, ali bo kontrast med "tumorjem" in "zdravimi možgani" v vzorcu 3 boljši, če vzorec slikamo pri $TE = 3$ ms ali pri $TE = 18$ ms.

1. V odprtino na zgornji strani tomografa vstavite vzorec 3 in gumbe na tomografu nastavite, kot je prikazano v tabeli 11.3. Gumb 14 morate prestaviti v položaj za t.i. fazno detekcijo, gumb na zadnji strani tomografa pa v srednji položaj E.
2. Z gumbom 8 (TE) nastavite čas spinskega odmeva na **vrednost, ki ustreza $TE = 3$ ms** (to vrednost ste si zabeležili pri nalogi 2).
3. S pritiskom na tipko ESC se vrnite v **osnovni meni** in v njem s pritiskom na tipko F2 izberite slikanje, v naslednjem meniju (**measure & display IMAGE**) pa s pritiskom na F1 izberite **nastavitve parametrov MR**.
4. S pritiskom na tipko F6 izberite fino nastavitve frekvence vzbujanja (resonančne frekvence). Na zaslonu računalnika se na levi strani pokaže spekter signala, ki ga izmeri detekcijska tuljava. Z vrtenjem gumba 12 (NMR resonance) nastavite frekvenco zbujanja tako, da bo vrh spektra na sredinski navpični črti (slika v levem oknu naj bo čim bolj podobna sliki v desnem oknu).
5. S pritiskom na tipko F7 izberite še nastavljanje gradienta magnetnega polja. Z vrtenjem gumba 13 (gradient) povečujte vrednost gradienta magnetnega polja v tomografu, dokler se spekter zaznanega signala ne raztegne preko frekvenc na intervalu, označenim z navpičnima črtama (slika v levem oknu naj bo čim bolj podobna sliki v desnem oknu). Od velikosti gradienta je odvisna prostorska ločljivost slike.
6. S pritiskom na tipko ESC se vrnite v meni **measure & display IMAGE**. V njem s tipko F2 izberete **slikanje**. Na zaslonu se prikažeta dve okenci: v levem okencu se ob meritvi prikazujejo izmerjene 1D projekcije signala na os x , v desnem okencu pa se po opravljeni meritvi nariše izračunana 2D slika vodoravnega preseka vzorca.

Pri slikanju z medicinskimi MR tomografi pacient miruje, tomograf pa sam izmeri projekcije signala v različnih smereh. Šolski tomograf lahko izmeri projekcijo le v smeri x , projekcije v različnih smereh vzorca pa dobimo tako, da med slikanjem ročno vrtimo vzorec. Med slikanjem morate zato po vsakem pisku računalnika obrniti kovinsko držalo vzorca za en korak v nasprotno smer od urinega kazalca. Ko je zajemanje projekcij končano, računalnik izračuna 2D sliko vodoravnega preseka vzorca in jo nariše v okno na desni strani.

7. S pritiskom na funkcijsko tipko F2 začnete slikati (in ob piskih vrteti vzorec).
8. Je na sliki, posneti z $TE = 3$ ms, viden tumor?
9. Gumb za nastavitev časa spinskega odmeva nastavite na vrednost, ki ustreza $TE = 18$ ms, ter vzorec 3 slikajte še enkrat (s ponovnim pritiskom na tipko F2).
10. Je kontrast med tumorjem in zdravimi možgani na sliki sedaj boljši? Zakaj? Če tega ne razumete, nujno vprašajte vodjo vaj.
11. Razmislite, kako moramo v splošnem nastaviti čas spinskega odmeva TE , da bo kontrast med tkivi z različnimi relaksacijskimi časi T_2 čim boljši. Ali lahko s slikanjem spinskih odmevov dobimo dober kontrast med sosednjimi tkivi, ki imajo zelo podobne T_2 ? Se vaše ugotovitve ujemajo z opaženim pri vaji, če upoštevate izmerjena relaksacijska časa T_2 za vzorca 1 in 2 ter ju primerjate z vrednostjo TE , pri kateri je bil kontrast najboljši?



Slika 11.10: Shematični prikaz gumbov na MR tomografu.

Tabela 11.3: Povzetek nastavitv gumbov na čelni plošči MR tomografa pri različnih nalogah.

št.	opis gumba	Naloga 2	Naloga 3
1	sunkovno zaporedje	SE	SE
2		levo	levo
4	repetition time (TR)	1s	1s
6	pulse 180	2	kot je bilo določeno v nal. 2
7	pulse 90	7	kot je bilo določeno v nal. 2
8	TE (čas spinskega odmeva)	20	TE = 3 ms
12	resonančna frekvenca	350	350
13	gradient	0	0
14	detekcija	diode	phase
15	gain	1,5	1,5
16	filter	1	1
18	gumb na zadnji strani NMR spektrometra	1	E



Gumbe, označene z modro, nastavite na začetku vaje in jih kasneje ne spreminjate več.



Gumbe, označene z belo, nastavite na začetku posamezne naloge in jih med samo nalogo ne spreminjate.



Gumbe, označene z rdečo, nastavite med nalogo (v tabeli je njihova približna začetna vrednost).