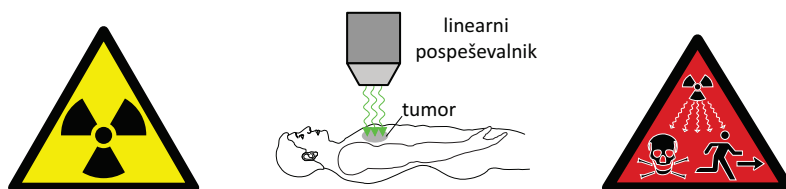


Poglavje 29

Ionizirajoča sevanja

Ionizirajoče je vsako sevanje, ki nosi dovolj energije, da lahko ionizira molekule oz. razbije medatomske vezi. Ionizirajoče sevanje zato v celicah povzroči poškodbe makromolekul in dednega zapisa, kar lahko privede do celične smrti ali do nastanka raka. Ob previdni uporabi pa lahko ionizirajoče sevanje v medicini izrabimo tudi koristno, npr. v raznih diagnostičnih metodah (rentgen, scintigrafija, PET...) in v radioterapiji (slika 29.1). V tem poglavju bomo spoznali osnovne značilnosti interakcije ionizirajočega sevanja s snovjo in njegovega vpliva na tkiva. V naslednjem poglavju bomo nato spoznali še osnovne značilnosti nuklearne medicine.



Slika 29.1: Ionizirajoče sevanje poškoduje celice in je lahko smrtno nevarno, zato moramo izvore ionizirajočega sevanja označiti z ustreznimi označbami. Na levi je prikazana starejša, na desni pa nova oznaka prisotnosti ionizirajočega sevanja. Ob previdni uporabi lahko ionizirajoče sevanje koristno izrabimo za različne medicinske diagnostične in terapevtske postopke. Na sliki je shematsko prikazano zdravljenje raka z obsevanjem – ionizirajoče sevanje manj škoduje zdravim celicam kot rakastim, zato lahko slednje z ravno pravšnjo dozo sevanja odstranimo iz tkiva.

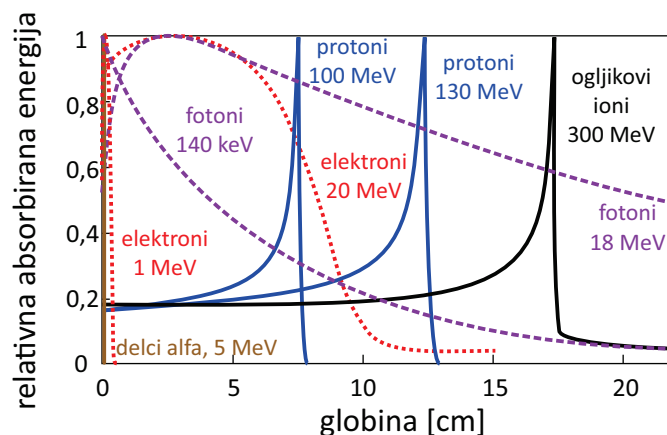
29.1 Vrste ionizirajočega sevanja

Za ionizacijo molekul je potrebno nekaj eV energije, zato pod ionizirajoče sevanje spadajo vsi žarki, ki imajo vsaj toliko energije. V poglavju o elektromagnetnem valovanju smo spoznali, da je ionizirajoče elektromagnetno sevanje tisto, ki ima valovno dolžino krajšo od ultravijolične svetlobe, t. j. rentgenski žarki in žarki gama (tabela 26.1). Poleg fotonov z visoko energijo k ionizirajočem sevanju spadajo še različni hitri delci z veliko kinetično energijo, ki nastajajo pri radioaktivnem razpadu ali pa v pospeševalnikih delcev. Ionizirajoče sevanje prihaja tudi iz vesolja (to sevanje imenujemo *kozmični žarki*), vendar se to sevanje v veliki meri absorbira v atmosferi, zato ga občutimo le v Himalaji ali pri poletih z letalom. Po drugi strani velja spomniti, da vsako sevanje ni ionizirajoče: sevanje mobilcev in ultrazvok npr. nista.

Spodaj navajamo kratek pregled najpogostejših vrst ionizirajočega sevanja, ki jih srečamo v medicini, slika 29.2 pa prikazuje, kako različne vrste sevanja ionizirajo snov skozi katero potujejo. Za vse vrste ionizirajočih delcev velja, da v tkivo prodrejo tem globlje, čim večjo energijo imajo.

Rentgenski žarki in žarki gama so elektromagnetno valovanje. Razlika med njimi je le v njihovem izvoru in tipičnih energijah: rentgenski žarki nastajajo v rentgenski cevi in imajo energije do približno 150 keV, gama žarki pa nastajajo pri radioaktivnih razpadih in imajo lahko energije tudi do nekaj 10 MeV. Pri prehodu skozi snov se visokoenergijski fotoni naključno absorbirajo, pri tem pa lahko ustvarjajo tudi sekundarne ionizirajoče delce (npr. elektrone, ki jih izbijejo iz atomov), ki snov ionizirajo naprej. Energija, ki jo pustijo v snovi, je zato le približno eksponentno odvisna od prepotovane poti. V praksi njihovo absorpcijo v snovi vseeno opišemo enako kot pri absorpcijskem zakonu (en. 23.6), t. j. z razpolovno debelino, $x_{1/2}$, v kateri se absorbira polovica vpadnih žarkov. V vodi je razpolovna debelina fotonov z energijo 150 keV približno 5 cm, fotonov z energijo 18 MeV pa nekaj več kot 20 cm. V tkivu je razpolovna debelina še malo manjša kot v vodi.

Delci alfa so hitra jedra helija, ki nastajajo pri radioaktivnem razpadu. Tipične energije takih delcev so nekaj MeV. Ker so relativno težki in imajo velik naboj (2+), njihova absorpcija ni le naključen proces, ampak med svojo potjo neprestano interagirajo z atomi v snovi, jih ionizirajo ter tako sproti izgubljajo svojo energijo. Delci alfa se zato v snovi slej ko prej ustavijo in njihovega prodiranja skozi snov ne moremo opisati z razpo-



Slika 29.2: Prikaz absorbirane energije za tipična ionizirajoča sevanja pri prehajanju skozi vodo. Energije so prikazane v relativnih enotah. Absorbirana energija je neposredno merilo za število ionizacij, ki jih sevanje ustvari na določeni globini, zato lahko iz prikazanih grafov razberemo, kako globoko v tkivo prodrejo, pa tudi na kateri globini povzročijo največ ionizacij. Pri vseh vrstah sevanja velja, da v snov prodrejo tem globlje, čim večjo energijo nosijo. Delci alfa (helijeva jedra) se pri svojih tipičnih energijah povsem absorbirajo že v nekaj deset mikrometrih vode. Doseg elektronov (delcev beta minus) je tipično od pol centimetra do deset centimetrov (na sliki prikazano s pikčasto črto). Protoni in ioni, ki jih ustvarimo v pospeševalniku, imajo lahko zelo veliko energijo in lahko prodrejo globoko v tkivo. Vsi težkih nabiti delci (alfa, protoni in ioni) povzročijo relativno največ ionizacij tik preden se ustavijo, zato imajo njihove krivulje na sliki tik pred koncem oster vrh (v strokovni literaturi ta vrh imenujejo *Braggov vrh*). Fotoni se v snovi absorbirajo naključno, zato število ionizacij z razdaljo pada približno eksponentno (na sliki prikazano s črtkano črto).

lovno debelino temveč kar s povprečnim dosegom. Tipični doseg delcev alfa z energijo nekaj MeV v tkivu je nekaj 10 mikrometrov in se torej ustavijo že v koži. Delci alfa največji delež energije izgubijo tik preden se ustavijo.

Hitri protoni in hitri ioni postajajo vse bolj pomembni terapevtski ionizirajoči žarki, saj jih lahko ustvarimo v pospeševalniku in pri tem kontroliramo njihovo energijo ter s tem njihov doseg, pri čemer so njihove energije od nekaj 10 MeV do nekaj 100 MeV. Pri svoji poti skozi snov se obnašajo podobno kot delci alfa in največji delež energije izgubijo tik preden se ustavijo, zato so zelo uporabni za radioterapijo, saj lahko s primerno izbiro njihove energije nastavimo globino, na kateri pustijo največ

ionizacij, ter s tem poskrbimo, da tumor obsevamo močnejše kot zdravo okoliško tkivo. V Sloveniji naprave za protonsko oz. ionsko terapijo zaenkrat še nimamo.

Delci beta minus so hitri elektroni. Nastanejo lahko pri radioaktivnem razpadu, lahko pa jih ustvarimo tudi v pospeševalniku. Ker so nabiti, tudi oni med potjo skozi snov neprestano izgubljajo energijo in se v snovi slej ko prej ustavijo. Ker pa so lažji od delcev alfa, se jim ob interakciji z atomi spreminja smer gibanja, zato meja njihovega dosega ni tako ostra, kot pri delcih alfa. V vodi je tipični doseg delcev β^- z energijo 1 MeV nekaj mm, z večanjem energije pa se doseg ustrezno večja.

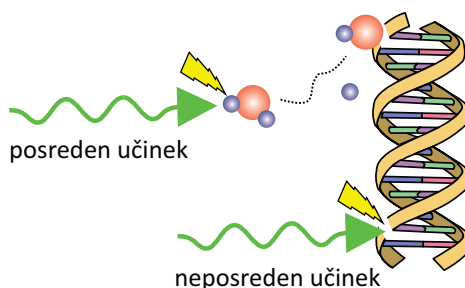
Delci beta plus so pozitroni (anti-delci elektronov – imajo enako maso kot elektroni, a pozitiven naboj). Na poti skozi tkivo hitro srečajo kak elektron, ki je njihov anti-delec, zato se z njim anihilirajo. Pri anihilaciji se vsa njuna masa spremeni v energijo dveh fotonov gama z energijo 511 keV, ki zaradi ohranitve gibalne količine odletita vsak v svojo smer. Delci beta plus se uporabljajo pri pozitronski emisijski tomografiji, ki jo bomo podrobneje opisali kasneje.

29.2 Vpliv ionizirajočega sevanja na tkivo

Po drugi svetovni vojni so zaradi prve uporabe atomske bombe vložili veliko naporov in denarja v razumevanje bioloških učinkov ionizirajočega sevanja, zato je to področje eno najbolj raziskanih. Ker pa so biološki procesi izjemno kompleksni, vseh podrobnosti kljub vsemu še danes ne poznamo.

Fizikalno-kemijski del učinka ionizirajočega sevanja na tkivo je razumljen najboljše: ionizirajoče sevanje razbija medatomske vezi in povzroča ionizacije molekul. V tkivu tako nastajajo molekule s prostimi radikali, ki so zelo reaktivni in lahko kemijsko reagirajo z makromolekulami v okolici ter jim s tem spremenijo strukturo. Makromolekule v celicah lahko tako razpadejo neposredno zaradi interakcije z ionizirajočim sevanjem, lahko pa jih poškodujejo tudi ionizirane molekule vode (slika 29.3). Neposreden učinek je še celo bolj pogost, saj je v celicah največ ravno molekul vode.

Število ionizacij v tkivu je neposredno povezano z energijo, ki mu jo preda ionizirajoče sevanje. Zelo enostavno merilo škode v tkivu je zato *absorbirana doza*, t. j. absorbirana energija ionizirajočega sevanja na kilogram tkiva:



Slika 29.3: Shematični prikaz biološkega učinka ionizirajočega sevanja. Makromolekula se lahko poškoduje neposredno, tako da jo sevanje razbije, lahko pa jo poškodujejo prosti radikali, ki nastanejo ob ionizaciji sosednjih molekul (največkrat so to ionizirane molekule vode). Zelo močne poškodbe makromolekul v celici vodijo v celično smrt, že nekaj poškodb molekule DNK pa lahko povzroči mutacije in nastanek raka.

$$D_{\text{abs}} = \frac{W_{\text{abs}}}{m} \quad (29.1)$$

Enota za absorbirano dozo je grey, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

Za merjenje biološkega učinka ionizirajočega sevanja so uvedli še *ekvivalentno dozo*, pri kateri se upošteva, da imajo različne vrste sevanja različen biološki učinek. Težki nabiti delci (protoni, delci alfa in ioni) v posamezni celici naredijo več ionizacij kot elektroni in fotoni, zato celicam relativno bolj škodujejo kot elektroni in fotoni. Ekvivalentno dozo izračunamo tako, da absorbirano dozo pomnožimo z *relativnim biološkim učinkom* (*RBU*)

$$D_{\text{ekv}} = RBU \cdot D_{\text{abs}} , \quad (29.2)$$

pri čemer je *RBU* za fotone in elektrone enak 1, za protone 2, za težje ione pa od 10 do 20. Enota za ekvivalentno dozo je sievert (Sv).

Biološki vpliv ionizirajočega sevanja je bolj zapleten od fizikalno-kemijskega, saj v celici obstajajo različni mehanizmi za popraviljanje škode. Če je absorbirana doza velika, škode ni več mogoče popraviti in celica odmre. Smrtna doza za tkiva je približno nekaj Sv. Za srednje velike doze lahko sklepamo, da je verjetnost za škodo kar sorazmerna prejeti dozi: večja kot je doza, več ionizacij se zgodi v tkivu in večja je verjetnost, da bo katera od teh ionizacij povzročila poškodbo makromolekul oz. mutacijo DNK. Če je po drugi strani absorbirana

doza dovolj majhna, lahko celica z malo sreče škodo v celoti popravi in živi naprej brez trajnih posledic. Žal pa ne vemo, kako majhna doza (če sploh) je povsem nenevarna¹. Najboljši način za ocenjevanje majhnih doz je, da jih primerjamo z naravnim sevanjem, ki je v naši okolici vedno prisotno zaradi naravnih radioaktivnih izotopov. Povprečna doza, ki jo v Sloveniji dobimo z naravnim sevanjem v enem letu, je približno 2,6 mSv.

Ker ne vemo, katera doza bi bila pri izpostavljanju ionizirajočem sevanju še povsem varna, uporabljamo t. i. princip ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Pacientov po nepotrebnem torej ne izpostavljamo sevanju, če pa so koristi preiskave večje od potencialne škode, preiskavo opravimo tako, da je pacient izpostavljen čim manj. Tipične doze nekaterih preiskav so navedene v tabeli 29.1. Če ima pacient enostavni zlom roke, jo lahko seveda brez slabe vesti slikamo in sicer raje z navadnim rentgenom kot s CTjem.

29.3 Detektorji ionizirajočega sevanja

Ionizirajočega sevanja z našimi čutili ne moremo zaznati (in se ga zato včasih bojimo še bolj, kot bi bilo upravičeno), zaznamo pa ga lahko s posebnimi detektorji. V tem razdelku bomo na kratko povzeli glavne vrste detektorjev, ki jih srečamo v medicini. Vsi detektorji ionizirajočega sevanja temeljijo na detekciji posledic ionizacij, ki jih v snovi povzroči sevanje (slika 29.4).

Zgodovinsko najstarejši detektor ionizirajočega sevanja je fotografski film s srebrovo soljo, ki ga je za detekcijo rentgenskih žarkov uporabljal že Roentgen. Ionizacije v filmu povzročijo nastanek srebrovih ionov, ki nato kemijsko reagirajo s kemikalijami, ki jih uporabimo med razvijanjem in fiksiranjem filma, ter tako na filmu pustijo temno sled (slika 29.4A). Slaba stran filma je v tem, da razvijanje traja nekaj časa, zato slike ne moremo videti takoj po slikanju. V digitalni dobi se je fotografski film praktično že povsem umaknil novejšim metodam, ki omogočajo, da sliko dobimo v trenutku in v digitalni obliki.

Pri drugem tipu detektorja zaznamo vidne fotone, ki nastanejo kot posledica ionizacij v snovi (slika 29.4B). Tako deluje fluoroskopija s fluorescenčnim zaslonom, pri kateri lahko rentgensko sliko opazujemo v živo s prostim očesom (odkar poznamo škodljivost rentgenskih žarkov, fluorescenčnih zaslonov ne gledamo več s prostim očesom, ampak jih snemamo s kamero in sliko

¹Učinkov majhnih doz ne poznamo predvsem zato, ker niso mnogo večji od naravnega ozadja in jih je zato praktično nemogoče zanesljivo izmeriti. Nekateri raziskovalci so npr. celo prepričani, da so majhne doze koristne za zdravje, saj smo se jim bili primorani skozi evolucijo prilagoditi (mutacije so celo potrebni pogoj, da evolucija sploh deluje).

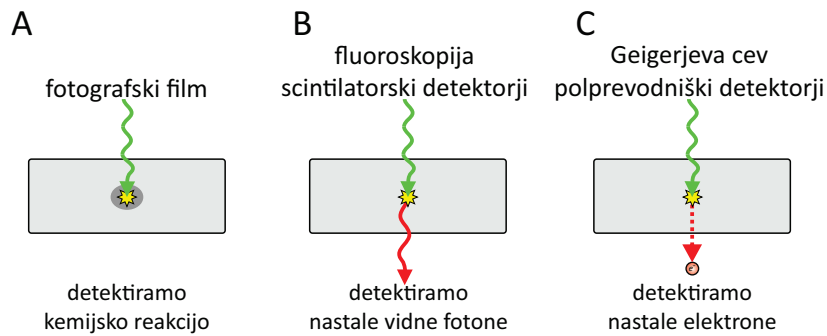
preiskava	ekvivalentna doza [mSv]
rentgen okončine	< 0,01
rentgen pljuč	0,02
CT glave	2
CT abdomna	10
scintigrafija ščitnice	1
PET glave	5
naravno sevanje v enem letu	~ 2,6

Tabela 29.1: Tipične doze ionizirajočega sevanja, ki jih pacient prejme pri nekaterih preiskavah. Pri CT slikanju je pacient rentgenskih žarkom izpostavljen dlje časa kot pri navadnem rentgenskem slikanju, zato je tudi prejeta doza pri CTju bistveno večja. Z navadnim rentgenom bi se morali slikati približno 100 krat, da bi prejeli dozo, ki jo sicer v enem letu prejmemo zaradi naravnega sevanja naše okolice.

predvajamo operaterju, ki varno sedi v sosednji sobi). Še precej bolj občutljivi so *scintilacijski detektorji*, pri katerih sekundarni vidni fotoni nastanejo v posebnih kristalih, te fotone pa potem zaznamo z občutljivimi detektorji svetlobe (t. i. fotopomnoževalkami). Ime so dobili po latinski besedi *scintilla*, ki pomeni iskra. Te vrste detektorjev je mogoče miniaturizirati in povezati neposredno z računalnikom, zato se pogosto uporabljajo v slikovni diagnostiki.

V tretjo skupino spadajo detektorji, ki zaznajo neposredno elektrone, ki nastanejo ob ionizaciji. Najbolj znan tak detektor je Geiger-Müllerjev števec, pri katerem zaznavamo ionizacije v plinu, ki se nahaja med anodo in katodo. Ionizacija v plinu povzroči električni tok med katodo in anodo, zato jo zaznamo kot sunek električnega toka. Geiger-Müllerjev števec je pogosto povezan z zvočnikom, ki izmerjeno količino sevanja prevede v zvočni signal. V filmih o jedrskih katastrofah ponavadi uporabljajo prav Geiger-Müllerjev števec, saj ima njegovo zlovešče prasketanje ob prisotnosti radioaktivnosti močan dra-

matični učinek. V zadnjih letih se vse bolj uveljavljajo tudi polprevodniški detektorji, ki delujejo podobno kot detektorji svetlobe v digitalnih kamerah.

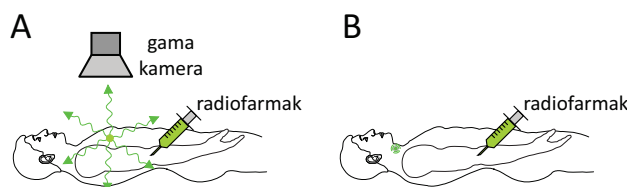


Slika 29.4: Shematični prikaz treh glavnih vrst detektorjev ionizirajočega sevanja. Vse vrste detektorjev temeljijo na zaznavi poledic ionizacij, ki jih v snovi povzroči ionizirajoče sevanje.

Poglavje 30

Osnove nuklearne medicine

Pridevnik “nuklearen” oz. “jedrski” je zaradi jedrskega orožja in radioaktivnosti v javnosti precej nepriljubljen. Vendar je radioaktivnost povsem naraven pojav, ki ga lahko poleg tega s pridom izkoriščamo v jedrskih elektrarnah za pridobivanje elektrike z majhnim ogljičnim odtisom, zelo uporaben pa je tudi v medicini (slika 30.1). Pri uporabi radioaktivnosti moramo biti seveda pazljivi, da ljudi po nepotrebnem ne izpostavimo škodljivemu ionizirajočemu sevanju, ki nastaja ob radioaktivnem jedrskem razpadu. V tem poglavju bomo najprej opisali radioaktivnost in z njo povezane vrste sevanja, nato pa še, kako to sevanje izkoriščamo pri diagnostiki in terapiji.



Slika 30.1: Shematični prikaz dveh primerov uporabe radioaktivnosti v nuklearni medicini. A) Pri diagnostičnih metodah nuklearne medicine pacientu vbrizgamo radioaktivno učinkovino (t. i. *radiofarmak*), ki se v telesu veže na točno določeno tkivo. Učinkovina oddaja žarke gama, ki jih zaznamo z gama kamero in tako “slikamo” iskano tkivo. B) Pri nuklearni terapiji pacientu v telo vnesemo radioaktivno snov, ki se prav tako veže na točno določeno tkivo in ga nato s svojim sevanjem uniči.

30.1 Jedra, izotopi in jedrska energija

Jedra atomov so sestavljena iz osnovnih delcev *nukleonov*, med katere spadata *proton*, ki ima pozitiven osnovni električni naboj $+e_0$, in *nevtron*, ki je nevtralen, njegova masa pa je podobna masi protona. Čeprav med protoni deluje odbojna električna sila, pa med obema vrstama nukleonov na kratkih razdaljah deluje tudi zelo močna jedrska sila, ki poskrbi, da se nukleoni držijo skupaj v jedru. Natančen opis jedrske sile ni enostaven in presega naše matematično znanje, zato si bodo morali radovedneži enačbe za jedrsko silo poiskati v kakšni knjigi za kvantno mehaniko. Mi bomo povedali le, da je jedrska sila tako močna, da za iztrganje nukleona iz stabilnega jedra potrebujemo energijo nekaj MeV, kar je milijonkrat več od energije, ki je potrebna, da molekulam iztrgamo elektron (spomnimo se, da je za ionizacijo molekul potrebno le nekaj eV).

V osnovnih stanjih atomov je število elektronov enako številu protonov, zato število protonov v atomskem jedru definira vrsto atoma (kemijski element). Število protonov v jedru zato imenujemo *vrstno število*, označimo pa ga z Z . Izkaže se, da imajo lahko jedra ene vrste različno število nevtronov in torej različno maso. Taka jedra oz. atome imenujemo *izotopi* izbranega kemijskega elementa. Da lahko različne izotope razlikujemo med seboj, kemijske elemente označujemo tako z njihovim vrstnim številom, kot tudi s skupnim številom nukleonov. Ker slednje opisuje maso izotopa, mu pravimo tudi atomsko masno število, označimo pa ga z A . Po dogovoru izotop elementa X z vrstnim številom Z in masnim številom A v splošnem označimo z

$${}^A_ZX.$$

Večina elementov iz periodnega sistema ima vsaj nekaj izotopov. Obstajajo npr. trije izotopi vodika: najpogostejši vodik ima v jedru le en proton (${}^1_1\text{H}$), obstajata pa še *devterij* (${}^2_1\text{H}$), ki ima v jedru en proton in en nevtron, ter *tricij* (${}^3_1\text{H}$), ki ima en proton in dva nevtrona. Vrstno število je enoznačno definirano že z oznako elementa, zato ga v praksi zapisujemo le, če ga želimo poudariti.

Za nas bo kasneje zelo pomembno dejstvo, da je kemijska aktivnost nekega elementa v prvi vrsti odvisna od njegovih elektronov oz. protonov, ne pa od števila nevtronov v jedru. Različni izotopi istega elementa lahko torej tvorijo enake kemijske spojine. Možno je npr. narediti vodo iz samih devterijev — njena molska masa je namesto 18 g/mol enaka 20 g/mol in je zato približno 10 % gostejša od navadne vode (tako vodo imenujemo *težka voda* in jo označimo z D_2O , saj devterij označujemo s simbolom D). Težka voda je kemijsko enaka navadni vodi, razlikuje pa se po vseh lastnostih, ki so povezane z maso,

ima npr. nižje lastne frekvence nihanja, pa tudi hitrost kemijskih reakcij v njej je malo drugačna.

Ko so izmerili mase različnih izotopov, so ugotovili, da njihova masa ni enaka vsoti mas njihovih protonov in nevtronov, temveč je nekaj manjša. Paradoks je pomagal razrešiti kdo drug kot Albert Einstein, ki je ugotovil, da masa ni nespremenljiva količina in je zapisal znamenito formulo za ekvivalenco mase in energije¹:

$$W = mc^2 . \quad (30.1)$$

Ta formula opisuje, da sta energija in masa le dve strani istega kovanca. Masa se lahko spremeni v energijo, energija v maso, sorazmernostna konstanta med njima pa je kvadrat svetlobne hitrosti. Pri majhnih energijah zgornje povezave ne opazimo, drugače pa je pri velikih energijah, ki jih srečamo v atomskem jedru. Jedrska vezavna energija je tako velika, da se pozna pri skupni masi vezanih protonov in nevtronov v jedru. Če hočemo jedro devterija razbiti na nevtron in proton, moramo vložiti toliko energije, da se to pozna na končni masi: razdeljena proton in nevtron imata skupno večjo maso, kot jo je imelo na začetku jedro devterija.

Mase jeder kemijskih elementov torej niso enostavne vsote mas protonov in nevtronov, ki jih sestavljajo. V kemiji so se zato dogovorili, da atomsko masno enoto definirajo kot 1/12 mase najbolj stabilnega (pogostega) izotopa ogljika $^{12}_6\text{C}$. V biologiji namesto izraza masna enota uporabljamo tudi *dalton* (Da) in velikost makromolekul izražamo v kilodaltonih. Velja

$$1 \text{ u} = 1 \text{ Da} = \frac{1}{12} m(^{12}_6\text{C}) \approx 1,66 \cdot 10^{-27} \text{ kg} \approx 931,5 \text{ MeV}/c^2 . \quad (30.2)$$

V zadnjem izrazu zgornje enačbe smo masno enoto izrazili tudi z energijo v enoti MeV. Masi protona in nevtrona sta torej malo večji od masne enote: $m(p^+) \approx 1,008 \text{ u}$, masa nevtrona pa celo malenkost večja, $m(n) \approx 1,009 \text{ u}$. Iz mase enega protona ali nevtrona bi torej dobili približno 940 MeV energije. Masa elektrona je bistveno manjša: $m(e^-) \approx 0,00055 \text{ u}$, iz enega elektrona pa bi dobili 511 keV energije.

¹V popularni kulturi je formula bolj znana v svojem anglosaksonskem zapisu, $E = mc^2$, saj tam energijo označujejo z E in ne z W kot pri nas.

Primer 30.1: koliko energije dobimo iz radioaktivnega razpada ^{131}I ?

Za terapevtsko zdravljenje ščitnice se pogosto uporablja izotop joda $^{131}_{53}\text{I}$, ki se pri spontani jedrski reakciji spremeni v stabilni izotop ksenona $^{131}_{54}\text{Xe}$ (pri tej reakciji se en nevtron v jedru joda spremeni v proton, zato se vrstno število poveča, masno pa se ne spremeni). Izračunajmo, koliko energije se sprosti ob tej reakciji!

V Wikipediji lahko najdemo podatka za maso obeh izotopov:

$$m(^{131}_{53}\text{I}) = 130,9061246 \text{ u} \quad (30.3)$$

$$m(^{131}_{54}\text{Xe}) = 130,9050824 \text{ u} \quad (30.4)$$

Razlika mas ksenona in joda je torej $\Delta m \approx 0,001 \text{ u}$. Z drugimi besedami, pri pretvorbi joda $^{131}_{53}\text{I}$ v ksenon $^{131}_{54}\text{Xe}$ se v obliki sevanja sprosti približno tisočinka masne enote energije oz. približno 930 keV, kar je dovolj kar za nekaj 100 ionizacij molekul!

30.2 Jedrski razpadi in radioaktivnost

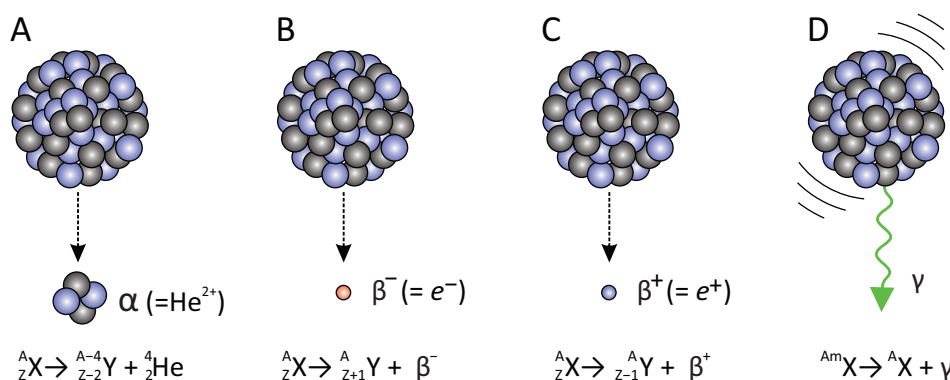
Nekateri izotopi so stabilni, drugi pa so nestabilni in spontano razpadajo oz. se spreminjajo dokler se ne spremenijo v katerega od stabilnih izotopov. Ogljik ima npr. dva stabilna izotopa (^{12}C in ^{13}C), poleg tega pa kar 13 nestabilnih (od ^8C do ^{22}C). Elementi v periodnem sistemu, ki imajo vrstno število večje od svinca ($_{82}\text{Pb}$), so vsi nestabilni. Nestabilnim izotopom pravimo tudi *radioaktivni izotopi*, saj ob razpadu oz. spreminjanju višek energije oddajo s sevanjem visokoenergijskih delcev (alfa, beta in gama), ki jih prištevamo med ionizirajoče sevanje in smo jih spoznali v prejšnjem poglavju, še enkrat pa jih povzemamo na sliki 30.2. Praktično vsi naravni elementi imajo tudi kakšen radioaktiven izotop (primer 30.2).

Primer 30.2: banani ekvivalentna doza

Radioaktivni izotopi so povsem naravni pojav, le da so v naravi relativno redkejši od stabilnih izotopov. Obstaja npr. več kot 20 izotopov kalija (od ^{31}K do ^{56}K), pri čemer so v naravi najpogostejši trije: največ kalija je v obliki dveh stabilnih izotopov ^{39}K (93,258 %) in ^{41}K (6,73 %) ter enega radioaktivnega izotopa ^{40}K (0,012 %). Če torej v trgovini z bio-hrano kupimo kalijevo sol (KCl), bo v njej hočeš nočeš tudi nekaj radioaktivnega kalija ^{40}K , zato bo sol radioaktivna. Seveda je pa je to sevanje zelo majhno in težko rečemo, da škoduje zdravju (v prejšnjem poglavju smo videli, da od naravnega sevanja dobimo dozo približno 2,6 mSv na leto).

Da bi javnost opozorili na obstoj naravne radioaktivnosti in z njo povezanega sevanja, so fiziki malo za šalo, malo pa zares definirali *banani ekvivalentno dozo*, to je dozo,

ki jo dobimo, če pojemo povprečno veliko banano. Banane so namreč malenkost bolj radioaktivne od povprečne okolice, saj je v njih veliko kalija. Meritve so pokazale, da je ena banani ekvivalentna doza (BED) enaka $0,1 \mu\text{Sv}$. Če pojemo 200 banan torej dobimo približno enako dozo kot pri enem rentgenskem slikanju (spomnimo se tabele 29.1).



Slika 30.2: Shematični prikaz štirih vrst sevanja, ki nastaja pri radioaktivnem razpadu in je pomembno v medicini. Pri vseh jedrskih reakcijah se ohranja celotno število nukleonov in pa celotni električni naboj. A) Sevanje alfa nastaja pri razpadu zelo velikih jeder, pri čemer iz jedra odleti delec alfa (helijevo jedro). Vrstno število jedra se zmanjša za 2, masno pa za 4. B) Jedra, ki imajo relativno premalo nevtronov se spremenijo s t. i. razpadom beta minus. Pri tem razpadu se en proton v jedru spremeni v nevtron, iz jedra pa odleti hitri elektron (delec beta minus). Vrstno število jedra se poveča za 1. C) Jedra, ki imajo relativno preveč nevtronov, se spremenijo s t. i. razpadom beta plus. Pri tem razpadu se en nevtron v jedru spremeni v proton, iz jedra pa odleti pozitron (delec beta plus). Pozitron je anti-delec elektrona, to pomeni da ima enako maso kot elektron, a pozitivni električni naboj. Vrstno število jedra se zmanjša za 1. Ob razpadih beta iz jedra odletita tudi osnovna delca anti-nevtrino oz. nevtrino, ki pa v medicini nista pomembna. D) Pri jedrskih reakcijah včasih nastanejo jedra, ki so v vzbujenem stanju (vzbujeno – metastabilno – stanje označimo z m ob masnem številu). Ko se taka jedra relaksirajo v osnovno stanje, višek energije oddajo v obliki fotona gama sevanja.

Radioaktivni razpad je naključen proces, kar pomeni, da za posamezno radioaktivno jedro ne moremo napovedati točno kdaj bo razpadlo, vemo le

kakšna je verjetnost, da bo razpadlo v določenem času². Za različne izotope je ta verjetnost različna, najlažje pa jo opišemo z razpolovnim časom, t.j. časom, v katerem je verjetnost za razpad $1/2$. Z drugimi besedami: če imamo veliko število radioaktivnih jeder, jih v razpolovnem času razpade približno polovica. Gre torej za eksponenten proces (v določenem času se št. jeder zmanjša za določen faktor), zato lahko odvisnost števila jeder od časa opišemo z enačbama:

$$N(t) = N_0 2^{-t/t_{1/2}} = N_0 e^{-\lambda t}, \quad (30.5)$$

pri čemer je N_0 začetno število jeder. Konstanta λ v zapisu z naravno osnovo se imenuje *razpadna konstanta*. Zapisa z osnovo 2 in naravno osnovo sta povsem ekvivalentna, zato lahko uporabimo tistega, ki je v dani situaciji bolj praktičen. Med razpolovnim časom in razpadno konstanto velja znana zveza $\lambda = \ln 2/t_{1/2}$, ki smo jo izpeljali že v analognem primeru zapisa eksponentne odvisnosti pri absorpcijskem zakonu (primer 1.6).

Pomembna informacija o radioaktivnih vzorcih je njihova *aktivnost*, ki opisuje, kako močno sevajo. Sevanje izvira iz jedrskih razpadov, zato lahko aktivnost vzorca definiramo kar kot število razpadov, ki se v njem zgodijo vsako sekundo. Uganemo lahko, da je aktivnost vzorca tem večja, čim več radioaktivnih jeder vzorec vsebuje in čim hitreje ta jedra razpadajo (čim krajši je razpolovni čas oz. čim večja je razpadna konstanta). Izračunamo jo lahko s pomočjo ugotovitve, da se v določenem času število radioaktivnih jeder v vzorcu zmanjša ravno za število razpadov v vzorcu. Aktivnost lahko torej izračunamo kot minus odvoda števila jeder v vzorcu (en. 30.5) po času

$$A = -\frac{dN}{dt} = \lambda N_0 e^{-\lambda t}, \quad (30.6)$$

oziroma

²Prisotnost naključji v kvantnem svetu je eden od najbolj nenavadnih fenomenov v sodobni znanosti. Še Albert Einstein ni mogel verjeti, da ima Narava v svoje procese vgrajena naključja, in je verjel, da "bog ne kocka." Skupaj z nekaterimi kolegi je bil prepričan, da bi naključni procesi v Naravi lahko privedli do paradoksov kot je npr. Schroedingerjeva mačka, ki je hkrati živa in mrtva. Kljub temu pa do danes ni nikomur uspelo pokazati drugače, zato obnašanja Narave ne znamo razložiti brez naključnih dogodkov v kvantnem svetu, na katere z zunanjimi dejavniki ne moremo vplivati. Po drugi strani so nekateri mnenja, da nam lahko ravno kvantna mehanika s svojimi naključji vrne svobodno voljo, ki smo jo izgubili s Newtonovskim determinizmom.

$$A(t) = \lambda N(t) . \quad (30.7)$$

Aktivnost vzorca je torej kar enaka produktu razpadne konstante in števila radioaktivnih jeder v njem. Enota SI za aktivnost je becquerel oz. razpad na sekundo, pri čemer je $1 \text{ Bq} = 1/\text{s}$. V starejši literaturi se uporablja tudi enota curie (Ci), ki je bila definirana glede na aktivnost 1 mg čistega radija ^{226}Ra ; velja $1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$. Uporaba računanja z razpolovnim časom in aktivnostjo v praksi je prikazana v primeru 30.3.

Primer 30.3: računanje aktivnosti pri radioterapiji

Poglejmo si uporabo pojmov aktivnost in razpolovni čas pri radioterapiji. Bolno ščitnico je včasih najbolje odstraniti z radioaktivnim jodom ^{131}I . Postopek poteka tako, da pacient zaužije radioaktivni jod, ki se nato nabere v ščitnici in jo s svojim sevanjem uniči. Po posegu se mora pacient še nekaj časa izogibati tesnejšim stikom z drugimi ljudmi (še posebej z otroki in nosečnicami), saj bi bili lahko le-ti po nepotrebnem obsevani. V karanteni mora biti toliko časa, da aktivnost joda v telesu pade pod zahtevano vrednost (količina joda v telesu se zmanjšuje zaradi njegovega razpadanja in izločanja iz telesa). Razpolovni čas za ^{131}I je približno 8 dni.

1. Za začetek izračunajmo, koliko gramov radioaktivnega joda mora zaužiti pacient, če mora biti aktivnost zaužitega joda 3 GBq?

Spomnimo se zveze med aktivnostjo, razpadno konstanto in številom radioaktivnih jeder v vzorcu (en. 30.7). Razpadno konstanto lahko izračunamo iz razpolovnega časa, število jeder in njihova mase pa sta povezana preko molske mase, ki jo razberemo iz atomskega masnega števila, $M(^{131}\text{I}) = 131 \text{ g/mol}$. Maso joda z zahtevano aktivnostjo lahko torej izračunamo kot

$$m = Mn = M \frac{N_0}{N_A} = \frac{MA_0}{N_A \lambda} = \frac{MA_0 t_{1/2}}{N_A \ln 2} = \quad (30.8)$$

$$= \frac{131 \text{ g}}{\text{mol}} \cdot \frac{3 \cdot 10^9}{\text{s}} \cdot \frac{8 \cdot 24 \cdot 3600 \text{ s} \cdot \text{mol}}{6,02 \cdot 10^{23} \cdot \ln 2} = 0,65 \mu\text{g} \quad (30.9)$$

Pri tem smo morali razpolovni čas izraziti v sekundah.

2. Sedaj izračunajmo še, koliko časa moramo počakati, da aktivnost zaužitega joda pade na 300 MBq.

Iz enačb 30.5 in 30.7 lahko razberemo, da tudi aktivnost pada eksponentno s časom, enako kot št. radioaktivnih jeder:

$$A(t) = A_0 2^{t/t_{1/2}} .$$

Izračunati moramo torej čas, v katerem bo aktivnost le še desetina začetne:

$$0,1A_0 = A_0 2^{t/t_{1/2}} \Rightarrow \ln 0,1 = -t/t_{1/2} \ln 2 \Rightarrow t = \frac{-\ln 0,1}{\ln 2} t_{1/2} \approx 3,3 t_{1/2} \approx 27 \text{ d}$$

Aktivnost bo torej za faktor 10 padla po nekaj več kot treh razpolovnih časih oz. po približno enem mesecu. Če bi hoteli, da aktivnost pade za faktor 1000 bi morali tako počakati kar tri mesece. V praksi se na srečo količina radioaktivnega joda v telesu ne zmanjšuje le zaradi radioaktivnega razpada ampak tudi zaradi izločanja iz telesa, zato pada hitreje od zgornje ocene. Tipično lahko pacient bolnišnico zapusti v nekaj dneh po posegu, ne da bi s tem predstavljal večjo nevarnost za okolje. Po drugi strani se mora pacient zavedati, da bodo njegov pot, urin in blato še nekaj časa po posegu radioaktivni.

30.3 Uporaba radioaktivnosti v terapiji in slikovni diagnostiki

Slikovne tehnike, kot so rentgen, CT, MR in ultrazvok, so odlične za vizualizacijo anatomskih podrobnosti v telesu, vendar pa je nekatere bolezenske spremembe tkiv z njimi težje zaznati in oceniti. Tu medicini na pomoč priskoči nuklearna diagnostika. Osnovni princip nuklearnih diagnostičnih metod je bil prikazan na sliki 30.1A: v pacienta vbrižgamo radioaktivno učinkovino, ki se nato veže na določeno mesto, npr. na tkivo z bolezenskimi znaki. Taki učinkovini pravimo tudi *radiofarmak* ali pa *radioaktivno sledilo*. Radiofarmak oddaja žarke gama, ki jih zaznamo z *gama kamero* in tako določimo mesto iskanega tkiva v telesu in njegovo obliko. Gama kamera je zelo občutljiva, zato lahko uporabno sliko dobimo že z majhno količino radiofarmaka. Prejeta doza ionizirajočega sevanja ob taki preiskavi je tako primerljiva z dozo, prejeto pri CT slikanju.

Radiofarmak je biološko aktivna spojina (npr. protitelo, ki se vežejo na maligno rakasto tvorbo), pri kateri so nekateri normalno stabilni atomi nadomeščeni z ustreznimi radioaktivnimi izotopi. Ker se radioaktivni izotopi s kemijskega stališča obnašajo enako kot stabilni, se tudi radiofarmak v telesu obnaša enako kot naravna spojina. Radiofarmake izdelujejo v posebnih laboratorijih, kjer radioaktivne izotope ustvarijo s pomočjo pospeševalnikov in jedrskih reakcij.

Radiofarmaki, ki jih uporabljamo v diagnostiki, morajo imeti dve ključni lastnosti:

- Radiofarmaki za diagnostiko morajo oddajati žarke gama, ne pa žarkov alfa ali beta minus. Prodornost slednjih je namreč premajhna, da bi lahko prišli iz telesa, zato bi pacientu le škodovali, diagnostične vrednosti pa ne bi imeli.

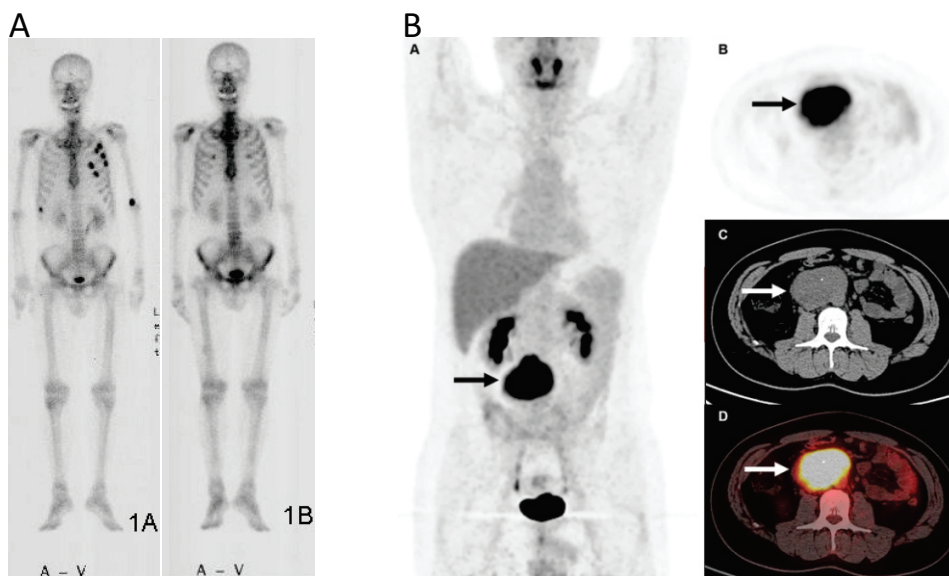
- Radiofarmaki se morajo v pacientu zadržati čim manj časa, saj si ne želimo, da bi pacient še dolgo po preiskavi seval žarke gama in s tem škodoval sebi in svoji okolici. Zato moramo uporabljati izotope s čim krajšim razpolovnim časom in jih vgraditi v biološko aktivne učinkovine, ki se čim hitreje izločajo iz telesa.

Osnovno metodo nuklearne diagnostike smo omenili že v uvodu (slika 30.1A). Metoda se strokovno imenuje *scintigrafija*, saj delovanje gama kamere temelji na scintilacijskih detektorjih, ki smo jih omenili v prejšnjem poglavju (slika 29.4). Z osnovno scintigrafijo dobimo 2D sliko telesa (slika 30.3A), če pa potrebujemo 3D sliko telesa, moramo – podobno kot pri CT – preiskovanca slikati z več strani in nato 3D sliko sestaviti s pomočjo računalnika. V nuklearni medicini se taka metoda imenuje SPECT (single-photon emission computed tomography). Eden najpogostejše uporabljenih izotopov za scintigrafijo je tehneций ^{99m}Tc , ki oddaja gama žarke z energijo 140 keV, njegov razpolovni čas pa je le 6 ur. Oznaka m v ^{99m}Tc označuje, da gre za vzbujeni (meta-stabilni) tehneций, ki se v stabilni ^{99}Tc relaksira z oddajo fotona gama.

Posebna podvrsta scintigrafije je *pozitronska emisijska tomografija* (PET). Pri njej pacientu vbrizgamo radiofarmak, ki oddaja delce beta plus – pozitivne. Pozitron v tkivu hitro trči v svoj anti-delec elektron in se z njim anihilira, pri čemer se masi elektrona in pozitrona spremenita v čisto energijo v obliki dveh fotonov gama z energijo 511 keV (slika 30.4). Nastala fotona gama zaradi ohranitve gibalne količine odletita v nasprotnih smereh. Pri PET so detektorji razporejeni v krogu okoli pacienta zato se ob vsaki anihilaciji sprožita dva nasproti-ležeča detektorja. Mesto izvora sevanja v telesu lahko tako natančno določimo. Radioaktivni izotopi za PET morajo oddajati beta plus delce. V medicini se najpogostejše uporabljata izotop fluora ^{18}F z razpolovnim časom 110 minut in izotop galija ^{68}Ga z razpolovnim časom 68 minut. Fluor se uporablja v fluorodeoksiglukozi, ki v telesu označuje mesta s povečano metabolno aktivnostjo, galij pa v npr. različnih peptidih, ki se vežejo na nevroendokrine tumorjev, ki jih z drugimi metodami težko diagnosticiramo.

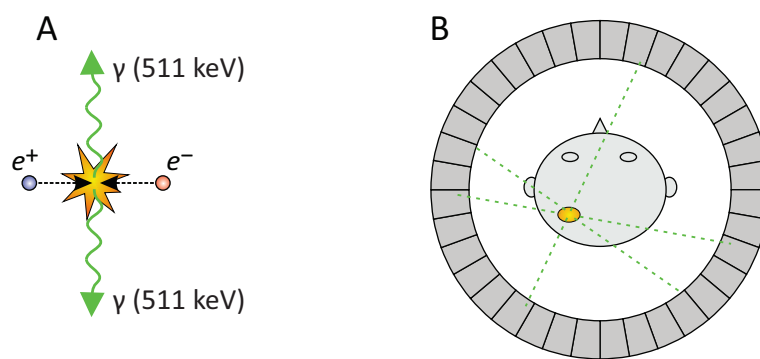
Metode nuklearne diagnostike pogosto kombiniramo tudi s klasičnim CT, saj na ta način dobimo dvojno informacijo: CT nam da dobro anatomsko sliko telesa, SPECT ali PET pa še informacijo o biološki aktivnosti v telesu (slika 30.3B).

Za konec nekaj besed namenimo še terapiji z ionizirajočim sevanjem, ki je bila shematično predstavljena na sliki 30.1B. Pri radio-diagnostičnih metodah poskušamo celicam v telesu škodovati čim manj, pri radio-terapevtskih metodah pa je ravno obratno, saj si z njimi želimo odstraniti določeno tkivo,



Slika 30.3: Primera nuklearne slikovne diagnostike. A) Primer scintigrafije skeleta z radiofarmakom ^{99m}Tc -HMDP (hidroksimetilen-difosfonat), ki se preferenčno veže na lezije, ki jih na kosteh povzročajo metastaze kolorektalnega karcinoma. Na levi strani je slika posneta pred kemoterapijo, na desni pa po njej. Na desni sliki so vidne zmanjšane metastaze na rokah in rebrih. B) Primer kombinirane presikave PET in CT pri diagnozi paraganglioma. CT poda sliko z dobro anatomsko resolucijo, PET pa informacijo, kje se kopiči biološko aktivni radiofarmak (v primeru na sliki je to ^{18}F -fluoredeoksiglukoza, ki se nabira na mestih s povečano metabolno aktivnostjo).

npr. rakasto tkivo ali pa bolno ščitnico pri hipertiroidizmu (premočnem delovanju ščitnice). Terapevtski radiofarmaki se morajo zato preferenčno vezati na bolno tkivo in morajo po možnosti oddajati beta minus sevanje z ne preveliko energijo. Tako sevanje namreč prodre le nekaj mm daleč, zato uniči le tkivo v neposredni bližini, oddaljenemu tkivu pa ne škoduje. Za radioterapevtsko zdravljenje hipertiroidizma in raka ščitnice se npr. pogosto uporablja ^{131}I (primer 30.3), ki pri razpadu večino energije odda v obliki beta minus delcev z energijo manjšo od 1 MeV. V pacienta lahko radioaktivno snov vgradimo tudi kirurško, takšna metoda se imenuje *brahiterapija*. Bolno tkivo lahko seveda obsevamo tudi od zunaj, pri čemer uporabljamo zunanje izvore ionizirajočega sevanja, npr. linearne pospeševalnike (slika 29.1).



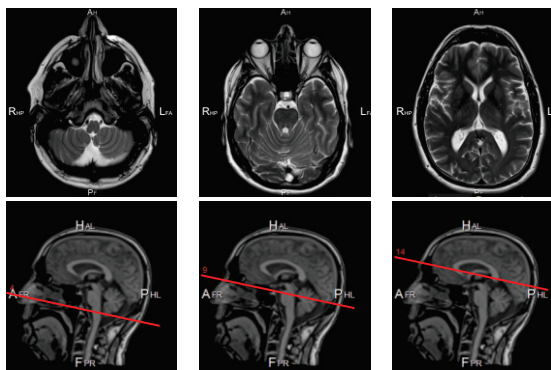
Slika 30.4: Shematični prikaz delovanja pozitronske emisijske tomografije (PET). A) Pri tej metodi uporabljamo radiofakmake, ki razpadajo z beta plus razpadom in torej oddajajo pozitrone. Oddani pozitron (e^+) bo v tkivu hitro srečal elektron (e^-), ki je njegov anti-delec, zato se bo z njim anihiliral. Pri anihilaciji se vsa masa elektrona in pozitrona spremeni v dva fotonov gama z energijo 511 keV, ki zaradi ohranitve gibalne količine odletita v nasprotnih smereh. B) V napravi za PET so detektorji za fotone gama nameščeni v krogu okoli pacienta. Vsako anihilacijo tako zaznamo z dvema detektorjema hkrati, pri čemer vemo, da je bil izvor nekje na veznici med njima. V tarčnem tkivu nastaja veliko parov fotonov gama, ki letijo v vse smeri, zato lahko s pomočjo veznic med pari hkratno vzbujenih detektorjev brez težav določimo mesto izvora.

Poglavje 31

Slikanje z magnetno resonanco

Slikanje z magnetno resonanco¹ (MR) je poleg ultrazvoka, rentgena in računalniške tomografije (CT) najbolj razširjena slikovna diagnostična metoda. Podobno kot CT tudi slikanje z MR ustvari 3D sliko struktur v telesu (slika 31.1), prednost MR pa je predvsem v tem, da dobi dober kontrast tudi med številnimi mehкими tkivi in pa da preiskovanca ne izpostavi ionizirajočemu sevanju. Pomanjkljivosti metode sta njena relativno visoka cena in dolg čas slikanja, med katerim mora preiskovanec mirovati v MR napravi. Na srečo se z napredkom tehnologije ti dve slabosti izboljšujeta, zato lahko pričakujemo, da bo slikanje z MR v prihodnosti vedno bolj dostopno.

Slika 31.1: Primer magnetno-resonančne slike glave. Z MR ustvarimo 3D sliko telesa, ki si jo lahko nato v različnih prerezih ogledamo na računalniku. Na MR slikah je dober kontrast tudi med različnimi mehкими tkivi, npr. med različnimi deli možganov.



V tem poglavju bomo opisali osnovni princip slikanja z MR in ob tem spoznali, da je mehanizem nastanka MR slike popolnoma drugačen kot pri rent-

¹Magnetno resonanco so na začetku imenovali *jedrsko* oz. *nuklearna magnetna resonanca* (NMR), vendar so pridevnik "jedrska" in "nuklearna" kasneje začeli opuščati, saj ima v javnosti ta pridevnik negativen prizvok.

genu ali ultrazvoku.

31.1 Osnovni princip slikanja z MR

Slikanje z magnetno resonanco temelji na dejstvu, da imajo jedra nekaterih atomov magnetni dipol, ki je tesno povezan z njihovo kvantno lastnostjo spina. Jedra so torej majhni trajni magnetki oz. nekakšni majhni kvantni kompasi. Poglobljeno razumevanje delovanja magnetne resonance zahteva znanje kvantne mehanike in presega naše okvire, zato si bomo za razumevanje osnovnega principa slikanja z magnetno resonanco pomagali z dvema analogijama. Prva bo analogija med jedrskim dipolom in iglo kompasa, druga analogija pa med jedrskim dipolom in elektronom v atomu, ki je nam najbolj poznani kvantni objekt.

Ko jedrske magnetne dipole postavimo v zunanje magnetno polje, se obnašajo kot majhni kompasi in se v ravnovesju v povprečju orientirajo v smer polja. Podobno kot lahko iglo kompasa v Zemljinem magnetnem polju z silo odklonimo iz ravnovesne lege, lahko iz ravnovesja vzbudimo tudi jedrske magnetne dipole. Kot pa je navada v kvantnem svetu (spomnimo se vzbujanja elektronov v atomih), lahko jedrske magnetne dipole v vzbujeno stanje vzbudimo le s fotoni z natančno določeno energijo t. j. z elektromagnetnim valovanjem z natančno določeno frekvenco. To frekvenco imenujemo *resonančna frekvenca* in po njej je metoda tudi dobila svoje ime (v literaturi se resonančna frekvenca imenuje tudi *Larmorjeva frekvenca*). Izkaže se, da je resonančna frekvenca za jedrske magnetne dipole odvisna od gostote magnetnega polja po naslednji enačbi:

$$\nu = \frac{\gamma B_0}{2\pi}, \quad (31.1)$$

kjer je B_0 gostota magnetnega polja, v katerem se nahaja jedro, γ pa je t. i. *giromagnetno razmerje*, ki opisuje, kako močan magnetni dipol je jedro.

Za slikanje z MR uporabljamo jedra vodika, saj so ta jedra med vsemi najmočnejši magnetni dopoli, hkrati pa so v naših telesih tudi najbolj številčna. V primeru 31.1 pokažemo, da so resonančne frekvence vodikovih jeder pri MR enake frekvencam radijskih valov. Fotoni radijskih valov imajo energijo, ki je daleč nižja od energije, ki je potrebna za ionizacijo (spomnimo se tabele 26.1 v poglavju o elektromagnetnem valovanju, v kateri so navedene energije različnih vrst fotonov). Preiskovanec med slikanjem z MR torej ni izpostavljen

ionizirajočem sevanju.

Primer 31.1: MR preiskovanja ne izpostavi ionizirajočemu sevanju

Med slikanjem z MR je preiskovanec izpostavljen elektromagnetnemu sevanju, ki ima resonančno frekvenco jedrskih magnetnih dipolov. Izračunajmo to frekvenco za vodikova jedra in ocenimo, ali gre v tem primeru za ionizirajoče sevanje!

Iz enačbe 31.1 vidimo, da je resonančna frekvenca jedrskih magnetnih dipolov odvisna od njihovega giromagnetnega razmerja (γ), ki pove, kako močni magnetki so jedra, ter od gostote magnetnega polja, v katerem se nahajajo. Spodnja tabela prikazuje giromagnetna razmerja za nekatere pogoste vrste jeder:

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

Tipična gostota magnetnega polja v napravah za slikanje z magnetno resonanco je od 1 T do 3 T (v najnovejših napravah pa še nekaj več), kar je približno 50.000 krat več od gostote magnetnega polja zemlje. Frekvenco izračunajmo za vodikova jedra, ki so v magnetnem polju z gostoto 2,097527 T. Iz enačbe za Larmorjevo frekvenco (en. 31.1) sledi:

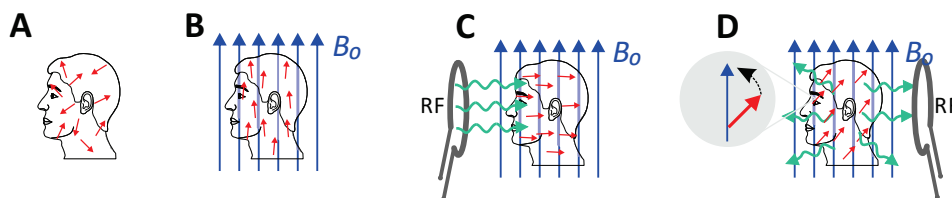
$$\nu = \frac{\gamma B_0}{2\pi} = \frac{267,5 \text{ MHz} \cdot 2,097527 \text{ T}}{\text{T} \cdot 2\pi} = 89,3 \text{ MHz} ,$$

kar je, zanimivo, ravno enako frekvenci Radia Študent v Ljubljani! Slikanje z MR ni torej nič bolj nevarno od poslušanja Radia Študent.

Če iglo kompasa iz ravnovesne smeri odmaknemo in izpustimo (in tako iglo "vzbudimo"), bo igla zanihala, njeno nihanje pa bo s časoma zamrlo (se "relaksiralo") in igla bo spet dosegla ravnovesje ter kazala proti severu. Podobno je z magnetnimi dipoli jeder – po vzbujanju z zunanjimi radijskimi valovi se bodo jedrski magnetni dipoli relaksirali nazaj proti ravnovesju, pri tem pa bodo tudi sami oddajali radijske valove z resonančno frekvenco. Relaksacija magnetnih dipolov pa je malo drugačna od relaksacije elektronskih stanj v atomih, ki se lahko relaksirajo spontano, brez sodelovanja atomov v bližini (spomnimo se fluorescence, pri kateri relaksacija poteče praktično v trenutku). Relaksacija magnetnih dipolov jeder lahko traja tudi do nekaj 100 ms, poleg tega pa je relaksacija enega jedra zelo odvisna od interakcije z drugimi jedrskimi magnetnimi dipoli v bližini. Relaksacija jeder v nekem tkivu je zato zelo odvisna od njegove kemijske sestave in, kot bomo videli v naslednjem razdelku, je ravno to ključna lastnost magnetne resonance, ki nam omogoča razlikovanje med različnimi tkivi.

Sedaj imamo dovolj informacij, da lahko opišemo osnovni princip slika-

nja z magnetno resonanco (slika 31.2). V napravi za slikanje z magnetno resonanco je močno magnetno polje, ki ga ustvarimo s pomočjo velike tuljave (spomnimo se primera 22.2). Ko preiskovanca postavimo v to magnetno polje, se magnetni dipoli jeder v povprečju obrnejo v njegovo smer (slika 31.2B). Nato s pomočjo radiofrekvenčnih valov jedra vzbudimo (slika 31.2C). Ko se jedra relaksirajo in vračajo nazaj v ravnovesje, tudi sama oddajajo radijske valove z resonančno frekvenco. Obnašanje jeder med relaksacijo je odvisno od sestave tkiva, kar nam pomaga, da na osnovi radijskih valov, ki prihajajo iz tkiv rekonstruiramo sliko organov v notranjosti telesa (slika 31.2D). Več o tem bomo spoznali v naslednjih dveh razdelkih.



Slika 31.2: Shematični prikaz postopka slikanja z magnetno resonanco. A) Jedra vodikovih atomov imajo magnetne dipole, ki so v odsotnosti zunanega magnetnega polja orientirani naključno. B) Ko preiskovanca postavimo v močno magnetno polje, se magnetni dipoli jeder v povprečju usmerijo proti smeri zunanega polja. C) **Vzbujanje**. Z radijskimi valovi (RF - radijska frekvenca), ki imajo resonančno frekvenco, jedra vzbudimo v vzbujeno stanje. D) **Relaksacija**. Jedra se iz vzbujenega stanja relaksirajo nazaj proti ravnovesju in pri tem oddajajo radijske valove z resonančno frekvenco. Na osnovi teh signalov lahko sestavimo sliko telesa.

31.2 Relaksacijski časi in nastanek kontrasta med tkivi

Magnetno resonančna slika nastane na osnovi radijskih valov, ki jih med relaksacijo oddajajo vodikova jedra v tkivih. Signal iz tkiva je v splošnem odvisen od gostote vodika v njem (večja kot je gostota, močnejši je signal), hkrati pa na njegovo jakost vpliva tudi hitrost relaksacije. Poleg tega lahko signal iz tkiva detektiramo le, če ga sinhrono (v fazi) oddaja zelo veliko število sosednjih jeder, saj je signal iz enega samega jedra prešibak.

Natančnejša analiza, ki presega okvire tega učbenika, razkrije, da gre pri relaksaciji jedrskih magnetnih dipolov pravzaprav za dva eksponentna pro-

cesa. Prvi proces je preprosto vračanje sistema proti ravnovesju, pri čemer jedra oddajajo v okolico energijo, ki so jo prejela z vzbujanjem. Značilni čas te relaksacije imenujemo *spinsko-mrežni* relaksacijski čas in ga označimo s T_1 . Drugi proces, zaradi katerega se zmanjšuje signal iz jeder, je povezan z njihovo medsebojno interakcijo, zaradi katere signali iz sosednjih jeder izgubijo medsebojno sinhronost. Značilni čas tega procesa imenujemo *spinsko-spinski* relaksacijski čas in ga označimo s T_2 . Ponavadi se sinhronost sosednjih jeder izgubi hitreje, kot se sistem vrne v ravnovesje, zato je T_2 krajši od T_1 . Različna tkiva imajo različno kemijsko sestavo, zato imajo vodikova jedra v njih različno soseščino, kar privede to tega, da se hitrost relaksacije med različnimi vrstami tkiva razlikuje. Tipični relaksacijski časi T_2 so od nekaj 10 ms do 100 ms, relaksacijski časi pa T_1 pa od nekaj 100 ms do 1000 ms (relaksacijski časi za nekatera tkiva so prikazani v tabeli 31.1).

tkivo	T_2 [ms]	T_1 [ms]
siva možganovina	101	921
bela možganovina	92	787
možganska tekočina	1500	3000
jetra	43	493

Tabela 31.1: Relaksacijski časi v nekaterih tkivih pri gostoti magnetnega polja 1,5 T [?].

Tkiva se torej med seboj razlikujejo po gostoti vodika in po hitrosti relaksacije jedrskih dipolov po vzbujanju. Spretni radiologi znajo z uporabo različnih tehnik slikanja izkoristiti katero koli od teh razlik med tkivi (ali pa vse hkrati), tako da na sliki med različnimi tkivi dobijo dober kontrast. Mi si bomo približje pogledali le eno od najosnovnejših tehnik, ki jo imenujemo slikanje s spinskim odmevom (angl. spin-echo). Ta tehnika izrablja razlike v spinsko-spinskih relaksacijskih časih T_2 .

Signal, ki ga po vzbujanju oddajajo jedra, lahko zaznamo le, če ga jedra oddajajo sinhrono (v fazi). Pri tehniki slikanja s spinskim odmevom hkrati vzbudimo vsa jedra v telesu, nato pa po kratkem časovnem zamiku zabele-

žimo radiofrekvenčne “odmeve” iz telesa. Zaradi interakcij med sosednjimi jedri se bo med relaksacijo izgubljala njihova sinhronost, zato bo jakost odmeva iz tkiva pojemala eksponentno s časom, pri čemer bo značilni čas tega pojemanja enak spinsko-spinskem relaksacijskem času:

$$I_{SE} \propto e^{-T_{SE}/T_2}, \quad (31.2)$$

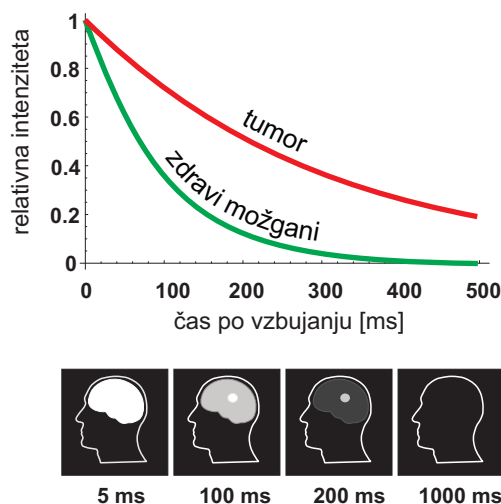
kjer je I_{SE} jakost zaznanega odmeva iz določenega tkiva (SE označuje spin-echo), T_{SE} je časovni zamik po vzburjanju, pri katerem detektiramo odmev, T_2 pa je spinsko-spinski relaksacijski čas v tem tkivu. Ker se tkiva relaksirajo različno hitro, bo tudi jakost zaznanega odmeva iz različnih tkiv različna – na sliki bodo bolj svetla tista tkiva, ki so bila ob času detekcije odmeva bolj vzburjena (slika 31.3). Za dober kontrast med dvema tkivi moramo zato odmev iz telesa zabeležiti ob ravno pravem času in sicer takem, da bo eno tkivo že zrelaksirano, drugo pa še ne in bo prvo na sliki temno, drugo pa svetlo.

Če bi po vzburjanju odmeve zabeležili prehitro, bi bila vsa tkiva na sliki svetla, saj bi vsa še zelo vzburjena in bi zato oddala močan odmev. Če bi odmeve po drugi strani zabeležili prepozno, bi bila vsa tkiva na sliki temna, saj bi bila jedra v vseh tkivih že zrelaksirana in iz njih sploh ne bi dobili nobenega odmeva. Kontrast na sliki bi bil v obeh primerih slab. Pokazati je mogoče, da najboljši kontrast dobimo, če slikamo ob času, ki je na sredini med T_2 enega in T_2 drugega tkiva.

S tehniko slikanja s spinskim odmevom lahko torej dobimo dober kontrast le med tkivi, katerih T_2 se zelo razlikuje. Če imata dve tkivi zelo podoben T_2 , ju s to tehniko ne moremo dobro razlikovati. V takem primeru moramo uporabiti katero od drugih tehnik slikanja z MR, ki pa jih tu ne bomo imeli časa opisati.

31.3 Gradient magnetnega polja in nastanek prostorske slike telesa

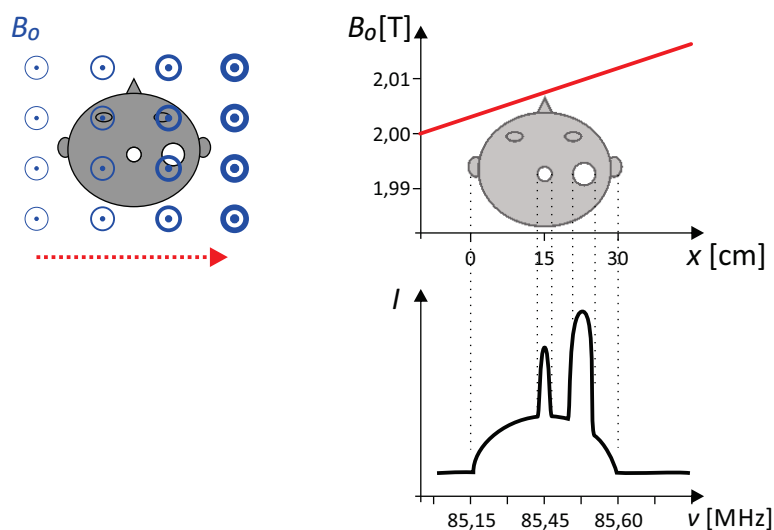
V prejšnjem razdelku smo spoznali, kako lahko razlikujemo radijske signale iz različnih tkiv in tako med tkivi na sliki dobimo dober kontrast. Nič pa še nismo povedali, kako ugotovimo, kje v telesu se določeno tkivo nahaja. Ker tkiva zaznamo na osnovi radijskih valov, katerih valovne dolžine so več m (tabela 26.1), zaradi velikega uklona ne moremo ugotoviti, iz katere točke v telesu je prišel določen radijski val. Za rekonstrukcijo prostorske slike tkiv v telesu moramo zato uporabiti zanimiv trik.



Slika 31.3: Shematični prikaz nastanka kontrasta med različnimi tkivi pri tehniki slikanja s spinskim odmevom. Zaradi različnega kemijskega okolja se jedra v različnih tkivih po vzburjanju relaksirajo različno hitro (zgornji primer je izračunan za primer, ko se jedra v tumorju relaksirajo počasneje kot v zdravem tkivu, za tumor je $T_2 = 300$ ms, za zdrav tkivo pa $T_2 = 100$ ms). Intenziteta na magnetno-resonančni sliki je sorazmerna intenziteti radijskih valov, ki ji zaznamo iz posameznega tkiva. Za dober kontrast moramo signale zabeležiti v ravno pravem trenutku, da bo eno tkivo še vzburjeno in zato na sliki belo, drugo pa že zreleksirano in zato na sliki temno. Če jih zabeležimo prekmalu, bodo vsa tkiva še zelo vzburjena in zato na sliki enako svetla, če pa jih zabeležimo prepozno, bodo vsa tkiva že povsem zreleksirana in zato na sliki enako temna.

Spomnimo se, da tkiva oddajajo radijske valove, katerih frekvenca je enaka resonančni frekvenci magnetnih dipolov jeder, le-ta pa je sorazmerna gostoti magnetnega polja, v katerem se nahajajo (en. 31.1). Poglejmo si, kaj se zgodi, če telo postavimo v magnetno polje, katerega gostota linearno narašča v smeri x , t. j. če vklopimo *gradient magnetnega polja* (slika 31.4). V tem primeru bodo tkiva, ki so v manjšem polju, oddajala radijske valove z nižjimi frekvencami kot tkiva, ki so v močnejšem polju. Če ob detekciji signala iz telesa izmerimo tudi njegovo frekvenco, lahko iz nje ugotovimo, iz katere koordinate x je prišel kateri signal - informacija o položaju izvora radijskega vala je shranjena v njegovi frekvenci! Če torej določimo spekter signala, ki ga jedra oddajajo med relaksacijo, lahko v njem razpoznamo tudi prostorsko sliko.

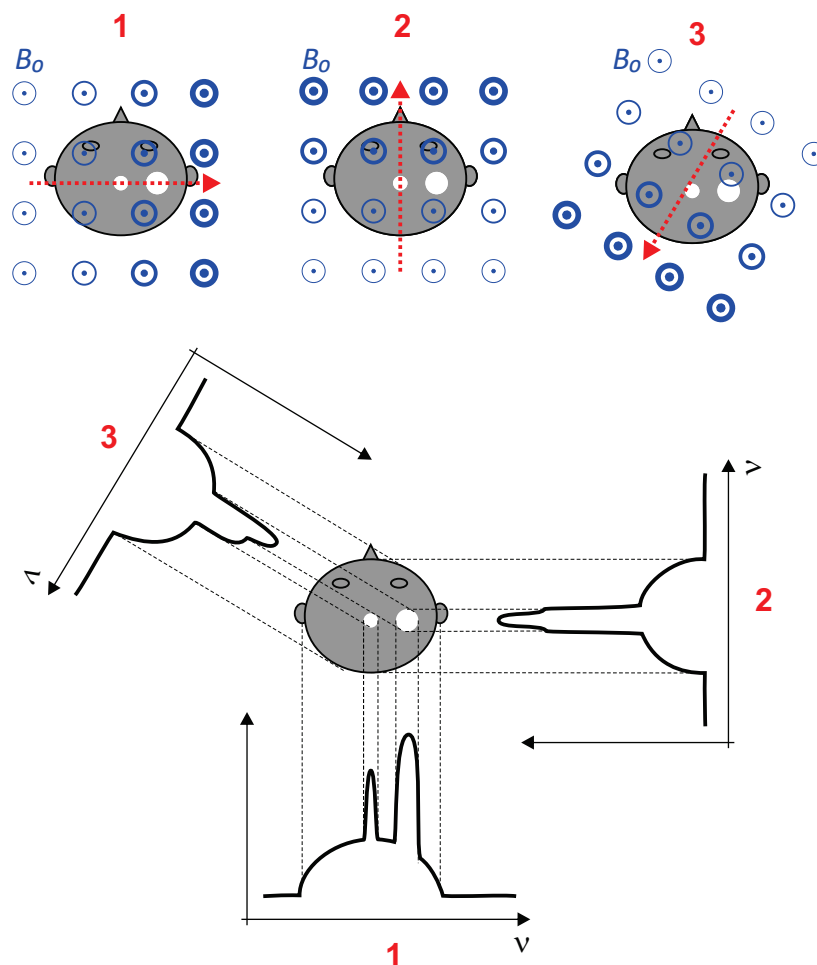
Za rekonstrukcijo lepe prostorske slike zadostuje že majhen gradient ma-



Slika 31.4: Shematični prikaz vloge gradienta magnetnega polja pri nastanku prostorske slike. V napravi vklopimo gradient magnetnega polja, zaradi česar se gostota magnetnega polja v napravi v eni smeri malo spreminja (na sliki se spreminja v smeri x in sicer od 2 T do 2,01 T, smer gradienta je označena z rdečo pikčasto puščico). Zaradi gradienta magnetnega polja imajo jedra na različnih koordinatah x različne resonančne frekvence in zato tudi med relaksacijo oddajajo radijske valove z različnimi frekvencami. Ob prisotnosti gradienta se zato v spektru zaznanega signala skriva neposredna informacija o položaju posameznih jeder - višja kot je frekvenca nekega signala, pri večji koordinati x je ta signal izviral.

gnetnega polja, npr., da se od ene do druge strani telesa gostota magnetnega polja spremeni le za približno 1 % osnovnega polja. V napravi za slikanje z MR gradient magnetnega polja ustvarimo z dodatnimi manjšimi tuljavami (imenujemo jih gradientne tuljave), s katerimi lahko gradient usmerimo v poljubni smeri. Z vključenim gradientom v eni smeri dobimo informacije o položaju le v tisti smeri, t.j. projekcijo slike v tisti smeri. Podobno kot pri CT moramo zato tudi pri MR preiskovanja slikati zaporedoma z gradienti v različnih smereh in nato iz teh projekcij s pomočjo računalnika sestaviti 3D sliko telesa (slika 31.5).

Ob koncu se moramo vprašati, ali slikanje z MR škoduje preiskovancu. Videli smo že, da preiskovanec med slikanjem z MR ni izpostavljen ionizirajočemu sevanju in s tem povezanim tveganjem za razvoj raka. Vseeno pa je preiskovanec izpostavljen zelo velikemu magnetnemu polju. Pri slikanju z MR moramo zato paziti, da preiskovanec na sebi ali v sebi nima snovi, ki se v po-



Slika 31.5: Shematični prikaz nastanka prostorske slike. Ob uporabi gradienta v eni smeri dobimo projekcijo slike tkiv na tisto smer. Če preiskovanca slikamo večkrat, pri čemer je gradient polja vsakič orientiran drugače, dobimo serijo projekcij v različnih smereh. Iz teh projekcij lahko s pomočjo računalnika sestavimo sliko celotne ravnine.

lju namagnetijo, npr. železa, saj bi na take snovi delovale ogromne sile oz. navori in bi lahko preiskovanca poškodovali. Iz preventivnih razlogov mora zato preiskovanec pred slikanjem z MR odložiti vse potencialno nevarne kovinske predmete, npr. nakit in uro. Iz poglavja o elektriki in magnetizmu se tudi spomnimo, da magnetno polje na gibajoče naboje deluje s silo in da lahko spreminjajoče se polje v snovi inducira električne tokove. V napravi za MR je polje tako veliko, da ti pojavi niso zanemarljivi, zato ne moremo trditi, da

slikanje nima nobenega vpliva na preiskovanca. Vseeno dolgoletne izkušnje kažejo, da slikanje z MR ne pušča trajnih posledic. Slikanje povzroča največ težav med samo preiskavo, saj mora preiskovanec dolgo časa negibno ležati v majhnem prostoru v napravi, poleg tega pa je vklapljanje gradientnih tuljav zelo glasno in neprijetno.