

Fizikalne osnove magnetske rezonancije

Adrović, Leon-Pavao

Master's thesis / Diplomski rad

2017

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:105:172169>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-24**



Repository / Repozitorij:

[Dr Med - University of Zagreb School of Medicine
Digital Repository](#)



**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET**

Leon- Pavao Adrović

Fizikalne osnove magnetske rezonancije

DIPLOMSKI RAD



Zagreb, 2017.

**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET**

Leon- Pavao Adrović

Fizikalne osnove magnetske rezonancije

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2017.

Ovaj diplomski rad izrađen je na Zavodu za fiziku i biofiziku Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu pod vodstvom doc.dr.sc. Sanje Dolanski Babić i predan je na ocjenu u akademskoj godini 2016./2017.

Diplomski rad izrađen je u Zavodu za fiziku i biofiziku Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Mentor rada: doc. dr. sc. Sanja Dolanski Babić

SAŽETAK

Fizikalne osnove magnetske rezonancije

Magnetska rezonancija je dijagnostička i istraživačka metoda koja istražuje strukturu uzorka na temelju međudjelovanja vanjskog magnetskog polja i magnetskog polja jezgara ili magnetskog polja elektrona. Uzorak se stavlja u nepromjenjivo vanjsko magnetsko polje pa se posljedično tome u uzorku javlja longitudinalna magnetizacija. Na takav se magnetizirani uzorak primjenjuje radiofrekventni puls (RF puls) koji uzrokuje promjenu smjera vektora magnetizacije u smjeru okomitom na vanjsko magnetsko polje te se takva magnetizacija naziva transverzalna magnetizacija. Tada mjerni uređaji mogu izmjeriti vrijednosti nastalog vektora transverzalne magnetizacije. Nakon prestanka RF pulsa vektor se magnetizacije vraća u stanje prvotne orijentacije te se taj proces naziva relaksacija. Pri tome mjerimo vremena relaksacije T_1 i T_2 koja su najvažniji parametri za dobivanje slike. Primjenom magnetske rezonancije kao spektroskopije možemo u promatranom uzorku otkriti strukturu molekule. Mjerenjem rezonancijskog spektra za uzorak i usporedbom dobivenih rezultata sa frekvencijom referentne skupine možemo otkriti sastav promatrane tvari. Razlika između tih dviju vrijednost naziva se kemijski pomak (ω).

Ključne riječi: magnetska rezonancija, longitudinalna magnetizacija, transverzalna magnetizacija, RF puls, T_1 relaksacija, T_2 relaksacija, spektroskopija, kemijski pomak

SUMMARY

Physical basis of magnetic resonance

Magnetic resonance (MR) is a diagnostic and exploratory method researching the structure of a sample based on the interaction between the external magnetic field and the nuclei or electrons. The sample is put into the uniform external magnetic field resulting in occurrence of the longitudinal magnetization. Radio frequency pulse (RF pulse), which causes the magnetization vector to change its direction. Ultimately it is vertical to external magnetic field. Such magnetization is called transversal magnetization. The measuring devices are then able to measure the values of the newly formed transversal magnetization vector. The magnetization vector returns to the state of the initial orientation once the RF pulse application ends and this process is called the relaxation. Also T1 and T2 types of relaxation are then being measured and they are the most important parameters that affect the outcome of the image. The structure of a molecule can also be described in the observed sample using the MR spectroscopy. Measuring the resonance spectrum of the sample and comparing the obtained results to the frequency of the referent sample we can find out the composition of the observed matter. The difference between those two frequencies is called the chemical shift (ω).

Key words: magnetic resonance, longitudinal magnetization, transversal magnetization, RF pulse, T1 relaxation, T2 relaxation, spectroscopy, chemical shift

POPIS KRATICA

MR (engl. *magnetic resonance*) – magnetska rezonancija

NMR (engl. *nuclear magnetic resonance*) – nuklearna magnetska rezonancija

RF puls (engl. *radio frequency pulse*) – radiofrekventni puls

ESR (engl. *electron spin resonance*) – elektronska spinska rezonancija

SADRŽAJ

Sažetak

Summary

1.) UVOD I POVIJESNI PREGLED	1
1.1 Uvod	1
1.2. Povijesni pregled	2
2.) MAGNETSKE OSOBINE JEZGRE	3
3.) PARAMETRI MAGNETSKE REZONANCIJE	9
3.1. Makroskopska magnetizacija	10
3.2. Kemijski pomak	15
4.) MJERENJE PARAMETARA MAGNETSKE REZONANCIJE	16
5.) VREMENA RELAKSACIJE	18
5.1. Longitudinalna relaksacija (T1)	19
5.2. Transverzalna relaksacija (T2)	20
5.3. Ovisnost T1 i T2 o okolini	22
6.) SPEKTROSKOPIJA MAGNETSKOM REZONANCIJOM.....	23
6.1. Nuklearna magnetska rezonancija.....	23
6.2. Elektronska spinska rezonancija	28
7.) Zaključak	30
8.) Literatura	31
Životopis.....	32
Zahvale	33

1.) UVOD I POVIJESNI PREGLED

1.1 Uvod

Ovaj rad je pregledni rad o fizikalnim osnovama i principima rada magnetske rezonancije. Magnetska rezonancija (MR) je u svojoj biti spektroskopijska metoda pomoću koje se dobivaju podaci o strukturi i funkciji promatranog sustava, na temelju međudjelovanja vanjskih magnetskih polja i magnetskih polja elektrona i jezgara promatranog sistema (1).

Sama se magnetska rezonancija dijeli na dvije metode: elektronsku spinsku rezonanciju (ESR) i nuklearnu magnetsku rezonanciju (NMR). Elektronska je spinska rezonancija primjenjiva na sisteme koji sadrže elemente s nepopunjenim elektronskim orbitalama npr. prijelazne elemente ili slobodne radikale, dok je nuklearna magnetska rezonancija primjenjiva na sisteme koji sadrže atome čije jezgre imaju magnetske osobine (1).

Oslikavanje magnetskom rezonancijom (MRI) koristi se u medicini kao dijagnostička metoda za razliku od ESR koja se koristi kao samo istraživačka metoda. MRI je neinvazivna metoda dijagnostike. Prednost je što sama po sebi stvara kontrast među tkivima što umanjuje potrebu za intravenskim ubrizgavanjem kontrastnog sredstva (2). Može se koristiti za oslikavanje gotovo bilo kojeg dijela tijela. Zasad se smatra sigurnom metodom zbog odsustva ionizirajućeg zračenja koje ima kancerogeni učinak, međutim pitanje potencijalne štetnosti i dalje ostaje otvoreno pri upotrebi jačih magnetskih polja.

Padom cijena uređaja, tehnika postaje sve dostupnija. Negativna je strana MRI duljina trajanja pretrage (može trajati i više od 40 minuta). Trajanje pretrage može stvoriti neugodnosti ili čak izazvati napadaj panike u klaustrofobičnih pacijenata. Jedan od problema je i

neselektivno korištenje metode, što uključuje slanje na pretragu bez prethodnog iscrpljivanja drugih dijagnostičkih postupaka.

1.2. Povijesni pregled

Oslikavanje magnetskom rezonancijom kao i ostale slikovne dijagnostičke metode su relativno nove tehnologije. Niz otkrića koji će nas dovesti do sadašnjih uređaja za magnetsku rezonanciju počinje s otkrićem hrvatskog znanstvenika Nikole Tesle. Naime Tesla je 1882. godine otkrio praktičnu primjenu rotirajućeg magnetskog polja u električnom motoru.

U prvoj je polovici dvadesetog stoljeća više znanstvenika istraživalo princip nuklearne magnetske rezonancije. Američki je znanstvenik Isaac Isidor Rabi otkrio način mjerenja jezgrinog magnetskog momenta jezgara litija. Za to je otkriće nagrađen Nobelovom nagradom 1944. godine.

1946. godine dvojica su znanstvenika neovisno jedan o drugom proširili primjenu Rabijeve metode na tekućine i krute tvari. Njihova su imena Edward Mills Purcell i Felix Bloch. Obojica su poput Rabija bili nagrađeni za svoja otkrića Nobelovom nagradom 1952. godine.

Sovjetski je znanstvenik Yevgenij K. Zavoisky otkrio spinski moment elektrona 1941. god. Također se vjeruje da je proučavao nuklearnu magnetsku rezonanciju međutim zbog nedostatne opremljenosti laboratorija nije došao do bitnijih otkrića.

Nakon Blochova i Purcellova otkrića došlo je do široke primjene NMR-a međutim rijetko se koristila na području medicine. Tijekom pedesetih godina švedski su znanstvenici mjerili vremena relaksacije raznih stanica i tkiva. Niz znanstvenika radio je na istom polju.

Tek je sedamdesetih godina prošlog stoljeća počela primjena metode na ljudima. Američki znanstvenik armenskog podrijetla Raymond Damadian i njegova radna grupa proučavali su razlike u vremenima relaksacije između normalnog i tumorskog tkiva. Došli su do zaključka da su ta vremena dulja za tumorsko tkivo zbog većeg sadržaja vode. U isto je vrijeme istraživač Hollis došao do sličnih zaključaka.

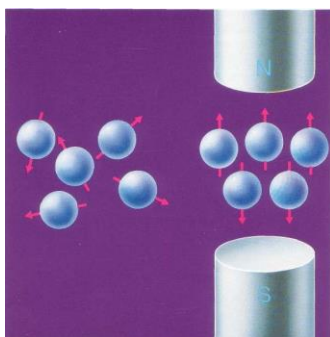
Prva je *in vivo* NMR spektroskopija bila provedena 1974. na Oxfordu. Američki je kemičar Paul Lauterbur bio pionir razvoja slikovne metode magnetske rezonancije. Njegova je otkrića dodatno produbio engleski fizičar Sir Peter Mansfield. Ona su omogućila stvaranje dvodimenzionalnih, pa zatim i trodimenzionalnih slika. Mansfield je cijenjen kao izumitelj „slojevitog snimanja“. Zato i danas magnetska rezonancija slika tijelo u slojevima tj. presjecima. Lauterbur i Mansfield 2003. dobili su Nobelovu nagradu (3).

2.) MAGNETSKE OSOBINE JEZGRE

Jezgra svakoga atoma sastoji se od protona i neutrona - nukleona. Protoni su čestice pozitivnoga naboja, a neutroni nemaju naboja. Nukleoni ne miruju u jezgri, nego imaju vlastitu kutnu količinu gibanja koja se naziva spin. Neutron unatoč tome što mu je ukupni naboj nula, zbog kompleksnosti strukture, posjeduje magnetski moment. Ukoliko jezgra sadrži parni broj

protona i neutrona ona neće imati magnetska svojstva zato što se momenti pojedinih čestica poništavaju zbog suprotne orijentacije. Kako bi se svi momenti poništili, jezgra mora imati paran broj protona i neutrona jer se protoni međusobno poništavaju, a isto vrijedi i za neutrone. Ukoliko bi neka jezgra imala paran broj protona, a neparan broj neutrona, i dalje bi imala magnetska svojstva jer se momenti neutrona ne bi mogli u potpunosti poništiti. Dvije trećine elemenata ima jezgre s neparnim brojem protona ili neutrona, ili i jednih i drugih. Takve se jezgre ponašaju kao mali magneti. Pri dijagnostici magnetskom rezonancijom koristimo jezgru vodika koja se sastoji od samo jednog protona. Budući da je vodik najzastupljeniji element u tijelu, uvjete pretrage prilagođavamo njegovim magnetskim osobinama. Mogu se koristiti i drugi elementi iako znatno rjeđe (4).

Magnetski momenti jezgara se pod utjecajem vanjskog magnetskog polja orijentiraju u smjeru toga polja (paralelno) ili obratno od smjera polja (antiparalelno) (**Slika 1**).



Slika 1. *Prikaz nasumične orijentacije magnetskih momenata protona bez utjecaja vanjskog magnetskog polja te paralelnog i antiparalelnog orijentiranja magnetskih momenata u vanjskom magnetskom polju. Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str. 7.*

Magnetski moment je fizikalna veličina kojom mjerimo magnetska svojstva jezgara koje imaju spin.

Magnetski moment opisuje ovaj izraz:

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J}$$

μ je magnetski moment, γ označava giromagnetski odnos dok J označava moment količine gibanja (1).

Giromagnetski odnos (γ) je parametar karakterističan za pojedinu jezgru, a ovisi o masi promatrane jezgre i njenom naboju. Giromagnetski odnos opisuje pri kojoj će frekvenciji elektromagnetskog zračenja jezgra rezonirati s obzirom na jakost vanjskog magnetskog polja.

Izotop $J = \frac{1}{2}$	Prirodna koncentracija (mol/L)	Giromagnetski odnos (MHz/T)	Osjetljivost (u odnosu ^1H)
^1H	99	42,58	1
^{13}C	0,1	10,71	0,016
^{19}F	0,0066	40,05	0,833
^{31}P	0,35	17,24	0,066

Tablica 1. Prikaz magnetskih svojstava biološki važnih izotopa. Prema: Brnjas- Kraljević (2001.)

Fizika za studente medicine 1. dio, str. 63.

Moment količine gibanja J ovisi o spinskom broju jezgre j koji je kvantizirana veličina. Izraz:

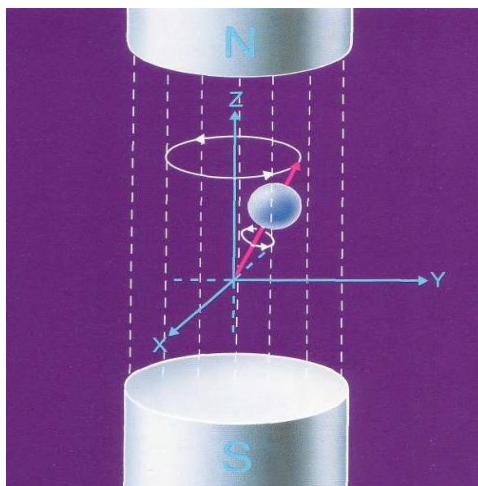
$$J = \frac{h}{2\pi} \sqrt{j(j+1)}$$

Tako je i sam J kvantizirana veličina. Kvantizirane veličine, kao što je primjerice naboj, mogu poprimiti samo određene vrijednosti. Elementarni naboj e je količina naboja koju nosi pojedini proton ili elektron i ona je konstanta. Naboj u prirodi ne može biti manji od te veličine jer su protoni i elektroni nositelji naboja. Ukupni naboj nekoga tijela može biti jednak samo umnošku elementarnoga naboja i nekog prirodnog broja, to jest mora sadržavati određeni broj elementarnih naboja, recimo tri elementarna naboja, a ne može poprimiti veličinu od npr. dva i pol elementarna naboja. Taj princip vrijedi za sve kvantizirane veličine.

U biologiji i medicini upotrebljavaju se jezgre koje imaju spinski kvantni broj $j = \frac{1}{2}$. Atom vodika ima tu vrijednost jer je on najzastupljeniji u tkivima, i to ponajviše u molekuli vode, pa se zato se u medicini najviše upotrebljava oslikavanje protonskom magnetskom rezonancijom (1).

Dok je uzorak izvan magnetskog polja, vektori magnetskog momenta njegovih jezgri nasumično su orijentirani te možemo reći da uzorak nije magnetiziran. Tek kada stavimo uzorak u vanjsko magnetsko polje vektori magnetskih momenata jezgara orijentiraju se u smjeru vanjskog magnetskog polja (paralelno) ili suprotno u odnosu njega (antiparalelno). (**Slika 1**)

Pod utjecajem vanjskog magnetskog polja možemo razlikovati energetska stanja pojedinih jezgara. One koje su orijentirane paralelno su u stanju niže energije dok su one koje su orijentirane antiparalelno u stanju više energije. Energetsko stanje jezgre određeno je magnetskim spinskim kvantnim brojem m_j . On ovisi o spinskom broju jezgre j .- $m_j = \sqrt{j(j+1)}$. Obje su veličine kvantizirane. Potrebno je naglasiti da jezgre čiji su magnetski momenti orijentirani paralelno i antiparalelno u vanjskom magnetskom polju precesiraju oko osi magnetskog polja. Precesija je kružno gibanje jezgara koje opisuje stožac oko osi magnetskog polja. (**Slika 2**)



Slika 2. Prikaz precesije magnetskih momenata jezgre u vanjskom magnetskom polju. Precesija se odvija oko osi z.

Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str. 9.

Projekcija magnetskog momenta (μ) na os vanjskog magnetskog polja se opisuje izrazom:

$$\mu = \gamma \frac{h}{2\pi} m_j$$

Budući da sadrži m_j također je kvantizirana veličina. Istim brojem kvantizirana je i energija interakcije magnetskog momenta jezgre i vanjskog magnetskog polja B_0

Energija interakcije se opisuje izrazom: $E_m = -\mu B_0 = -\gamma \frac{h}{2\pi} m_j B_0$

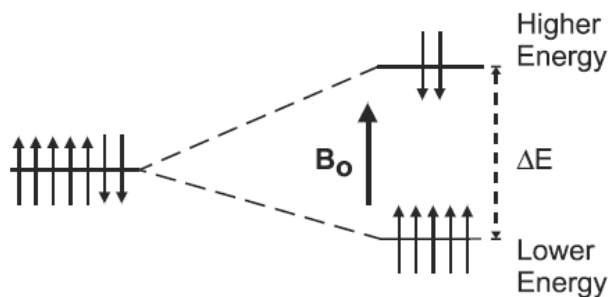
Budući da vodik koji se najčešće rabi u magnetskoj rezonanciji ima spinski broj jezgre $j = \frac{1}{2}$ njegov magnetski spinski kvantni broj može iznositi $+\frac{1}{2}$ ili $-\frac{1}{2}$. U skladu s time, kad se jezgre vodika nađu u vanjskom magnetskom polju mogu poprimiti dva energetska stanja:

$$E_{-\frac{1}{2}} = -\gamma h B_0 / 4\pi \quad \text{i} \quad E_{\frac{1}{2}} = \gamma h B_0 / 4\pi$$

Jezgre koje imaju magnetski spinski kvantni moment $+\frac{1}{2}$ zauzimaju stanje manje energije.

Razlika energija između dva stanja je veća što je veća jakost vanjskog magnetskog polja (**Slika**

3) (1). Izraz: $\Delta E = \gamma \frac{h}{2\pi} B_0$



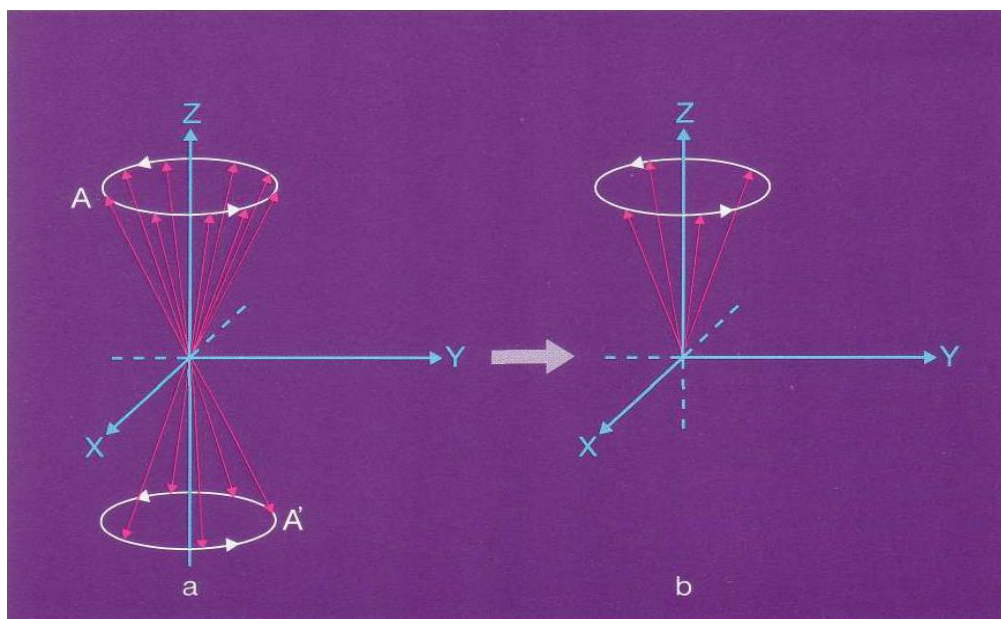
Slika 3. Razlike energije između jezgara koje su u nižem i jezgara koje su u višem energetsom stanju pokazuje proporcionalan odnos s jakošću magnetskog polja (Izraz: $\Delta E = \gamma \frac{h}{2\pi} B_0$). Prema:

Brown M, Semelka R. MRI: basic principles and applications. John Wiley&Sons. Inc; 2003. str. 7.

U nepromjenjivom magnetskom polju bez ikakvih drugih utjecaja nešto je više jezgri u stanju niže energije te su jezgre orijentirane paralelno.

Budući da je razlika stanja proporcionalna jakosti vanjskog magnetskog polja potrebno nam je jako polje. Pri jakosti polja od 2 T, od ukupno dva milijuna jezgri vodika oko milijun njih biti će u stanju više energije, a milijun i šesnaest biti će u stanju niže energije.

To znači da razlika od šesnaest jezgara vodika stvara rezultatni signal magnetske rezonancije (Slika 3) (4).



Slika 4. Prikaz **a** pokazuje paralelno i antiparalelno orijentirane magnetske momente protona u vanjskom magnetom polju. Prikaz **b** je suma magnetskih momenata koja se poklapa sa smjerom vanjskog magnetskog polja. Suma magnetskih momenata je razlika paralelno i antiparalelno orijentiranih magnetskih momenata protona u vanjskom magnetskom polju. Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str.12.

Moguć je i prijelaz između nižeg i višeg stanja apsorpcijom ili emisijom kvanta elektromagnetskog zračenja. Ako sustav izložimo pulsu elektromagnetskog zračenja neke će jezgre vodika apsorbirati kvant energije i prijeći će u stanje više energije. Uvjet za to je da taj kvant energije mora biti točno jednak razlici energija (ΔE) između dva stanja. Pri povratku u stanje niže energije jezgre ponovno emitiraju taj kvant energije.

$$h\nu = \Delta E = \gamma \frac{h}{2\pi} B_0 \rightarrow \omega = \gamma B_0$$

ω se naziva rezonancijska frekvencija. To je frekvencija precesije magnetskog momenta jezgre vodika u određenom magnetskom polju. ω je određen i giromagnetskim odnosom koji je specifičan za pojedinu vrstu atoma i ona ovisi o jakosti magnetskog polja B_0 .

Budući da ω ovisi o B_0 , u nehomogenom magnetskom polju istovrsne jezgre rezonirat će pri različitim frekvencijama. Zbog toga ćemo moći odrediti prostorni raspored istovrsnih jezgara u nehomogenom magnetskom polju. Ta je osobina osnova slikovne metode nuklearne magnetske rezonancije (5).

3.) PARAMETRI MAGNETSKE REZONANCIJE

Kako bi mogli koristiti magnetsku rezonanciju kao istraživačku ili dijagnostičku metodu potrebno je odrediti koje parametre možemo mjeriti. U magnetskoj rezonanciji postoje četiri parametra koja možemo dobro definirati i precizno izmjeriti. Veličine tih parametara mogu nam dati detaljne opise građe i zbivanja u promatranom sustavu. Oslikavanje magnetskom

rezonancijom daje nam podatke o obliku, veličini, odnosu pojedinih anatomskih struktura dok mjerenje krvnog protoka daje informacije o promjenama sustava u stvarnom vremenu.

Mjerljivi parametri magnetske rezonancije su: makroskopska magnetizacija (M_0),

kemijski pomak ($\Delta\omega$) i vremena relaksacije T1 i T2 (5).

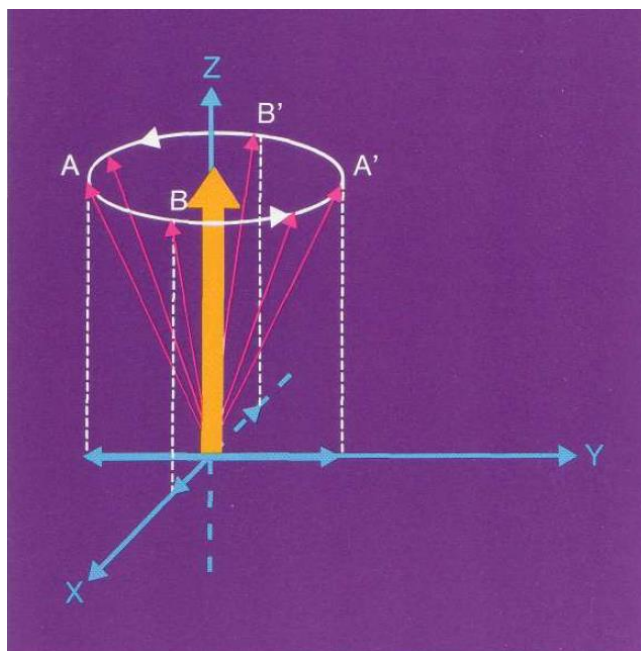
3.1. Makroskopska magnetizacija

Zamislimo jedan sustav jezgri protona koje se nalaze u magnetskom polju (**slika 4**). U tom sustavu imamo 9 protona čiji su magnetski momenti usmjereni paralelno s magnetskim poljem (stanje niže energije) i 5 protona magnetskih momenata usmjerenih antiparalelno prema magnetskom polju (stanje više energije). I jedni i drugi magnetski moment precesiraju oko osi z koja predstavlja smjer stalnog vanjskog magnetskog polja.

Suprotno se orijentirani magnetski momenti protona poništavaju. To znači da svaki paralelno orijentirani magnetski moment protona „neutralizira“ antiparalelni magnetski moment jednog protona. Kako ima više protona čiji su magnetski momenti paralelne orijentacije, ukupna će magnetizacija biti jednaka sumi njihovih magnetskih momenata i bit će orijentirana u smjeru magnetskog polja. Ta vektorska suma svih magnetskih momenata naziva se makroskopska magnetizacija ili magnetski moment uzorka (5). U našem sustavu ona će biti jednaka zbroju 4 paralelno orijentiranih magnetskih momenata protona. (Razlog tome je što nema dovoljno antiparalelnih magnetskih momenata protona koji bi poništili sve magnetske momente usmjerene u smjeru vanjskog magnetskog polja.)

Nadalje treba spomenuti da magnetski momenti protona nisu savršeno paralelni s vanjskim magnetskim poljem (os z na **slici 5**) već precesiraju pod kutem u odnosu na njega, vrh njihovog magnetskog momenta kruži po ravnini koja je okomita na vanjsko magnetsko polje

(ravninu zatvaraju osi x i y na **slici 5**). Ipak u nepromjenjivom vanjskom magnetskom polju ta činjenica ne utječe na ukupnu makroskopsku magnetizaciju jer magnetski momenti protona precesiraju izvan faze te je ukupna transverzalna magnetizacija zbog toga jednaka nuli. Na **slici 5** možemo vidjeti shematski prikaz magnetizacije. Vektor žute boje označava komponentu u smjeru vanjskog polja – longitudinalna magnetizacija dok je plavom bojom označena transverzalnu magnetizaciju.



Slika 5. Vektor magnetskog momenta protona A rezultanta je komponente u smjeru z osi i komponente u negativnom smjeru y osi. Tu komponentu poništava magnetski moment protona A“ jer je njegova komponenta na osi y orijentirana u suprotnom pravcu tj. u pozitivnom smjeru osi y. Isto vrijedi i za magnetski moment protona B i B“. Stoga nam ostaju samo komponente magnetizacije u smjeru z osi. Budući da su komponente u smjeru z osi iste orijentacije one se ne poništavaju već zbrajaju poput ljudi koji vuku isto uže. Zbog toga rezultatni vektor pokazuje smjer prema gore. *Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str.13*

Budući da je smjer te magnetizacije istovjetan s vanjskim magnetskim poljem ona se naziva **longitudinalna magnetizacija** (6).

U homogenom vanjskom magnetskom polju, vektor makroskopske magnetizacije (tada je istovjetna longitudinalnoj magnetizaciji) računa se po izrazu:

$$M_0 = B_0 \frac{N \gamma^2 \hbar^2 I^2}{12 \pi^2 k T}$$

Iznos vektora ovisi o broju jezgara koje mogu rezonirati (N), o magnetskim svojstvima jezgre (γ i I), o temperaturi (T) i jakosti magnetskog polja B_0 . Dok su broj jezgara i magnetska svojstva jezgre svojstvo tvari koju promatramo, jakost magnetskog polja i temperatura, promjenjive su veličine; niža temperatura i veće magnetsko polje daju jači signal.

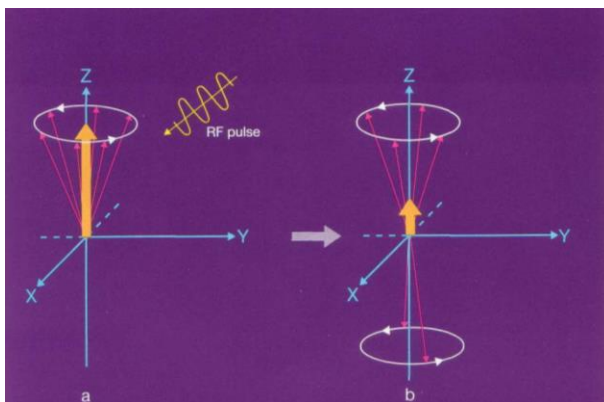
Zbog činjenice da je longitudinalna magnetizacija u smjeru vanjskog magnetskog polja, naši je mjerni instrumenti ne mogu izmjeriti (to jest ne mogu je razlikovati od okolnog magnetskog polja). Kako bismo mogli izmjeriti magnetski moment treba nam promjena magnetizacije koja je okomita na vanjsko magnetsko polje- **transverzalna magnetizacija** (6).

Ukoliko naš uzorak izložimo pulsu radiofrekventnog magnetskog polja (RF) koje djeluje u smjeru okomitom na stalno magnetsko polje, neki od protona u uzorku apsorbirati će foton energije RF polja i prijeći će u stanje više energije (**Slika 6**). Pritom će doći do smanjivanja iznosa vektora longitudinalne magnetizacije. Protoni mogu apsorbirati energiju radiofrekventnog pulsa samo u slučaju kada je njegova frekvencija jednaka frekvenciji precesije magnetskog momenta protona. Frekvenciju precesije magnetskog momenta protona može se izračunati već spomenutom Larmorovom jednadžbom:

$$\omega = \gamma B_0$$

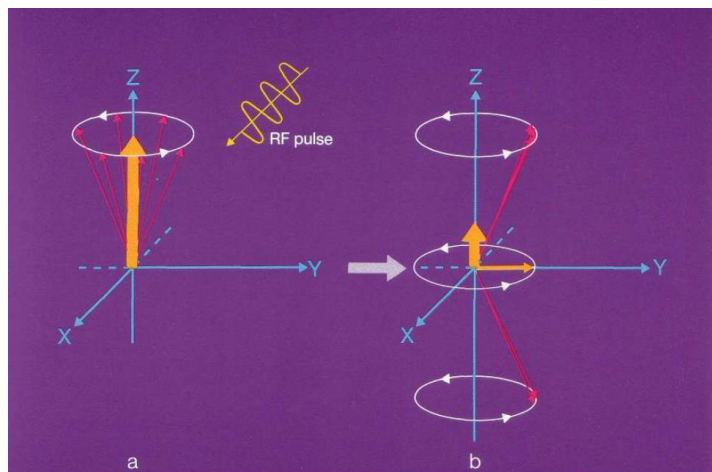
ω se naziva rezonancijska frekvencija ili Larmorova frekvencija.

Puls kojim „uznemirujemo“ protone zapravo je radio val. Radio valovi su u svojoj biti elektromagnetski valovi i frekvencijom odgovaraju valovima koje hvata naš kućni radio uređaj (6).



Slika 6 – Na slici vidimo šest protonskih magnetskih momenata paralelne orijentacije u vanjskom magnetskom polju. Kada ih izložimo RF pulsu dva protona apsorbiraju energiju i prelaze u stanje više energije to jest mijenjaju orijentaciju svojih magnetskih momenata. Magnetski momenti ta dva protona poništiti će magnetske momente druga dva protona čiji su magnetski momenti paralelne orijentacije. Zato dolazi do smanjivanja vektora longitudinalne magnetizacije jer sada ostaju samo dva „neponištena“ magnetska momenta paralelne orijentacije. Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str. 19.

Istodobno sa smanjivanjem **longitudinalne magnetizacije** doći će do pojave **transverzalne magnetizacije** (Slika 7).



Slika 7- Radiofrekventni puls koji uzrokuje prelazak protona u stanje više energije također će potaknuti njihove magnetske momente na precesiju u fazi (b). Budući da precesiraju u fazi svi njihovi će magnetski momenti biti orijentirani na istu stranu. Možemo reći da „počinju vući“ na jednu stranu. Tako dolazi do pojave **transverzalne magnetizacije**. Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str.21.

Iznos transverzalne magnetizacije proporcionalan je broju jezgara čiji magnetski momenti precesiraju u fazi. To je jedan od razloga zašto se koristi jezgra vodika u oslikavanju magnetskom rezonancijom. Vodik je najzastupljeniji element u tijelu dakle bit će najviše jezgara koje precesiraju u fazi i samim time jači signal. Iznosi transverzalne i longitudinalne komponente definiran je kutem odklona (θ) makroskopske magnetizacije od z osi. Kut je određen duljinom trajanja (t_0) radiofrekventnog polja i snagom tog polja. Što je dulje djelovanja RF polja to će biti manja longitudinalna, a veća transverzalna komponenta (5).

Izraz: $\theta = \gamma B_1 t_0$

3.2. Kemijski pomak

Kemijski pomak je mala promjena razonancijske frekvencije (ω) jezgre vodika. Jezgra je dio atoma, a on se nalazi u molekuli stoga na jezgru djeluju lokalna magnetska polja, najviše od elektrona iz vlastitog atoma zatim od elektrona iz molekularnih veza. Djelovanje lokalnih magnetskih polja opisuje B_{lok} . Efektivno magnetsko polje B_{ef} na mjestu promatrane jezgre slabije je od vanjskog magnetskog polja B_0 .

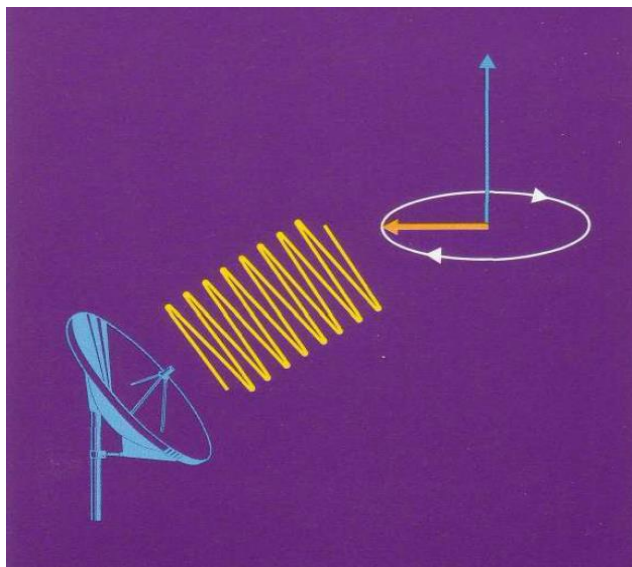
Izraz: $B_{ef} = B_0 - B_{lok} = B_0(1 - \sigma)$ opisuje efektivno magnetsko polje, pri čemu je σ zasjenjenje koje ovisi o kemijskom sastavu molekula u kojima se nalaze promatrane jezgre. Iz toga slijedi da će efektivno magnetsko polje biti različito u različitim molekulama, odnosno tkivima. Iz toga se može izračunati kemijski pomak ($\Delta\omega$), odnosno razlika između rezonancijskih frekvencija jezgara u stalnom vanjskom magnetskom polju. Mjeri se kao razlika promatrane frekvencije od neke standardno definirane frekvencije standardnog uzorka -, što opisuje izraz: $\Delta\omega = \omega_{ef} - \omega_0$ -. Iz veličine kemijskog pomaka doznajemo kakvog je kemijskog sastava promatrani uzorak (1).

4.) MJERENJE PARAMETARA MAGNETSKE REZONANCIJE

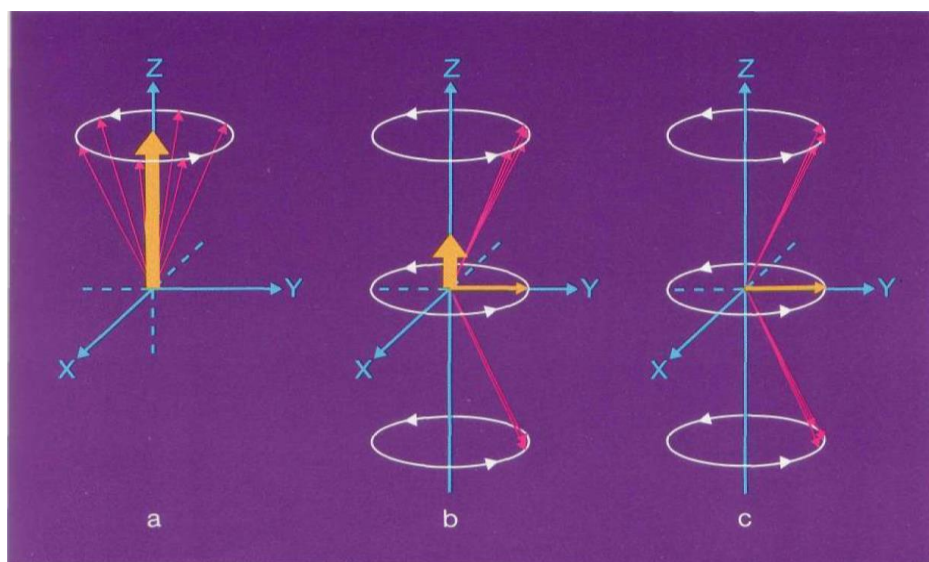
Dio uređaja koji „hvata“ signal magnetske rezonancije zove se radiofrekventna antena. U uređaju za magnetsku rezonanciju mogu postojati dvije radiofrekventne antene jedna koja detektira signal i druga koja odašilje radiofrekventni (RF) puls. U nekim uređajima ista se radiofrekventna antena koristi i kao odašiljač energije (RF pulsa) i kao prijamnik (4).

Inducirana transverzalna magnetizacija ne miruje već precesira zajedno s magnetskim momentima protona koji su u fazi (**Slika 7**). Magnetski momenti protona precesiraju oko osi stalnog vanjskog magnetskog polja B_0 pa je zbog toga vektor transverzalne magnetizacije okomit na B_0 . Antena je prijamnika također okomita na vanjsko magnetsko polje odnosno možemo reći da su prijamnik i transverzalna magnetizaciju u istoj ravnini.

Budući da se vektor transverzalne magnetizacije rotira, on se u jednom trenutku približava anteni, a u drugom se od nje odmiče (**Slika 8**). Vektor magnetizacije svojim stalnim kruženjem inducira električnu struju u prijamnoj anteni. Naime, po Faradayevom zakonu, promjenjivo magnetsko polje inducira nastanak električne struje u zavojnici. Taj inducirani signal kasnije se modificira u digitalnu sliku (6.) **Signal magnetske rezonancije u svojoj je biti promjenjivo magnetsko polje** (4). To je glavni razlog zbog kojega moramo inducirati promjenu vektora makroskopske magnetizacije uzorka korištenjem RF pulsa. Longitudinalna magnetizacija uzorka u stalnom magnetskom polju nije promjenjiva i zato je ne možemo izmjeriti. No, primjenom radiofrekventnog pulsa, smanjuje se vektor longitudinalne magnetizacije i raste vektor transverzalne magnetizacije. Samim time vektor makroskopske magnetizacije postaje promjenjiv i kao takav može se izmjeriti (**Slika 8**)



Slika 7. Transverzalna magnetizacija rotira frekvencijom precesije magnetskih momenata protona. Transverzalna magnetizacija stalno mijenja smjer i zato može inducirati signal u anteni. Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str.24.



Slika 8. Prikaz (a) pokazuje ravnotežno stanje. Prikazi (b i c) opisuju stanje nakon primjene RF pulsa. Vidimo da longitudinalna magnetizacija može i u potpunosti nestati (c). Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str. 23.

5.) VREMENA RELAKSACIJE

Dok je naš uzorak izvan magnetskog polja, magnetski momenti jezgara su proizvoljno orijentirani, tada nema ukupne magnetizacije. Kada stavimo uzorak u nepromjenjivo vanjsko magnetsko polje magnetski momenti jezgara orijentirani paralelno će se ili antiparalelno pa možemo reći da će se rasporediti u dva energetska stanja po tzv. Boltzmannovoj raspodjeli.

Izraz: $\frac{N(\text{veće})}{N(\text{manje})} = e^{\frac{-\Delta E}{kT}}$ -opisuje Boltzmannovu raspodjelu, gdje izraz $e^{\frac{-\Delta E}{kT}}$ opisuje

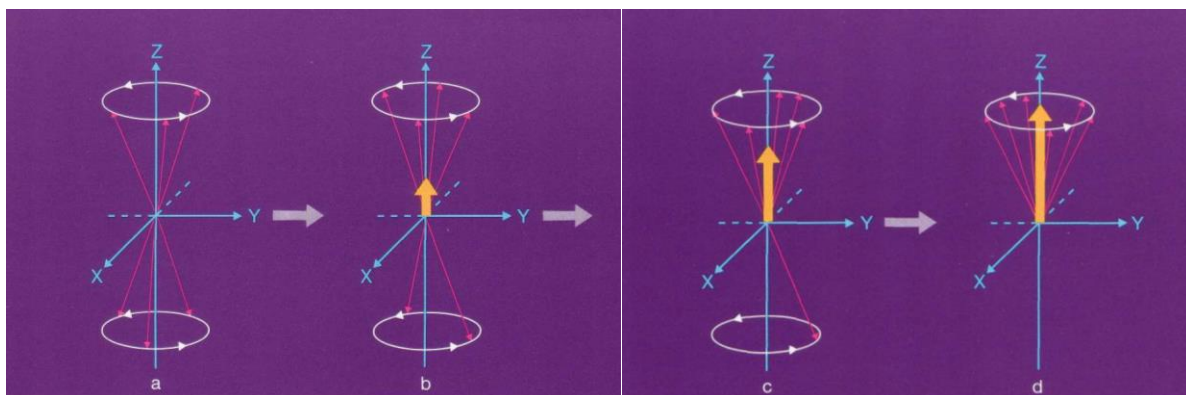
vrijednost Boltzmannove raspodjele koja je omjer broja spinova u stanju više energije i broja spinova u stanju niže energije; k je Boltzmannova konstanta, ΔE energetska razlika dvaju stanja, a T je temperatura sistema. U nepromjenjivom vanjskom magnetskom polju uzorak je u ravnotežnom stanju. U takvom je stanju uvijek više popunjeno stanje niže energije. Magnetizacija kao veličina koja je proporcionalna sumi magnetskih momenata u odsutnosti vanjskog magnetskog polja je nula. No, primjenom stalnog magnetskog polja magnetizacija postaje različita od nule te s obzirom da ima samo komponentu u smjeru vanjskog polja, kažemo da nastaje longitudinalna magnetizacija. Kad izložimo uzorak promjenjivom magnetskom polju (RF pulsu) mijenja se odnos između dvaju stanja. Neke jezgre prelaze u stanje više energije. Istodobno s time, momenti u oba stanja počinju precesirati u fazi. Smanjuje se longitudinalna i nastaje transverzalna magnetizacija – MR signal.

Nakon prestanka radiofrekventnog pulsa sistem se počinje vraćati u ravnotežno stanje opisano Boltzmannovom raspodjelom. Momenti prestaju precesirati u fazi i zato nestaje transverzalna magnetizacija. Neki se momenti vraćaju u stanje niže energije, zbog toga ponovno nastaje longitudinalna magnetizacija. Oba su procesa međusobno neovisna. Svaki od njih opisujemo parametrima T_1 i T_2 . T_1 i T_2 su vremena relaksacije, a opisujemo ih eksponencijalnim funkcijama (1).

5.1. Longitudinalna relaksacija (T_1)

Zove se još i „relaksacija spina u rešetku“. Odvija se predajom energije okolnim magnetskim poljima koja su nastala rotacijom okolnih molekula. Pojam „rešetka“ označava obližnja magnetska polja koja mogu apsorbirati energiju koju pri relaksaciji emitiraju jezgre. Prijenos će energije biti uspješniji što su frekvencije okolnih polja bliže Larmorovoj frekvenciji (ω) (5).

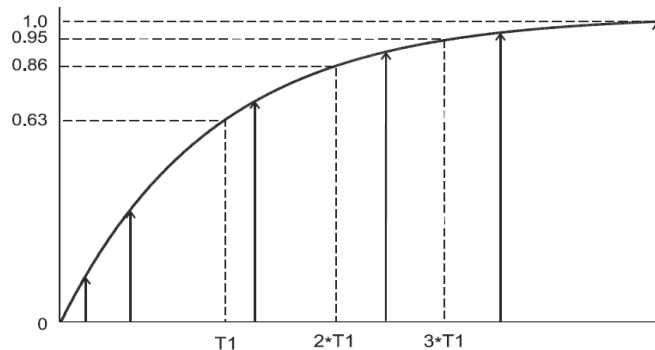
Već smo spominjali da će neke od jezgara prijeći u stanje više energije prilikom apsorpiranja energije rf pulsa. Tada će longitudinalna magnetizacija početi iščezavati. Sustav ne može spontano ostati u stanju više energije i zato će se prestankom rf pulsa momenti ponovno raspodijeliti kao u ravnotežnom stanju. Tada se vektor longitudinalne magnetizacije počinje vraćati (**Slika 9**).



Slika 9. Vidimo reorijentaciju pojedinih momenata prema stanju niže energije i samim time oni više ne poništavaju suprotno orijentirane momente. Zbog toga se povećava ukupni vektor longitudinalne magnetizacije. (Napomena: momenti su prikazani izvan faze zbog jednostavnosti)

prikaza. U stvarnosti su oni u fazi početkom relaksacije). Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str.26. i 27.

Budući da se svi momenti ne vrate u isto vrijeme u ravnotežno stanje ponovni rast vektora longitudinalne magnetizacije postupan je proces (**Slika 10**).



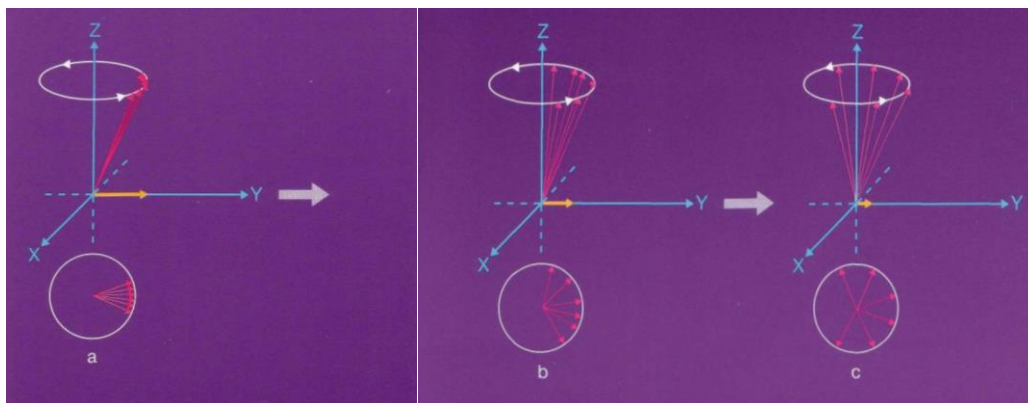
Slika 10. Prikaz ovisnosti longitudinalne magnetizacije o vremenu nakon isključenja RF pulsa. Prema: Brown M, Semelka R. MRI: basic principles and applications. John Wiley&Sons. Inc; 2003. str 22.

Vrijeme T_1 nije definirano kao vrijeme potrebno da se longitudinalna magnetizacija vrati na svoj potpuni iznos, već kao vrijeme potrebno da ona ponovno dosegne 63% svoje početne vrijednosti (2).

5.2. Transverzalna relaksacija (T_2)

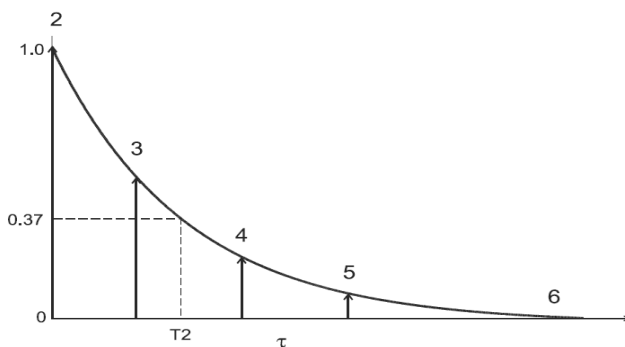
Zove se i „spin – spin relaksacija“. Pod utjecajem RF pulsa magnetski momenti počinju precesirati u fazi. Zbrajanjem njihovih magnetskih momenata nastaje vektor transverzalne magnetizacije. Prestankom RF pulsa magnetski momenti prestaju kružiti u fazi već svaki počinje kružiti svojom frekvencijom. To je zbog toga što stalno magnetsko polje nije potpuno homogeno

i svaki je pojedini moment pod utjecajem malih magnetskih polja iz okoline. Ta se mala polja također pomalo razlikuju (6).



Slika 11. Možemo pratiti postupno razilaženje momenata u fazi od isključenja pulsa (a) nadalje (b i c) Također se vidi smanjivanje vektora transverzalne magnetizacije Prema: Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992. str. 29. i 30.

Kao ni T1 tako ni T2 nije definiran kao vrijeme potrebno da vektor transverzalne magnetizacije potpuno iščezne već je definiran kao vrijeme potrebno da se vektor transverzalne magnetizacije smanji na 37% svoje izvorne vrijednosti (**Slika 12**) (2).



Slika 12. Prikaz pada iznosa transverzalne magnetizacije nakon isključenja RF pulsa.

Prema: Brown M, Semelka R. MRI: basic principles and applications. John Wiley&Sons. Inc; 2003. str.28.

5.3. Ovisnost T1 i T2 o okolini

Oba vremena ovise o sastavu tkiva i njegovoj strukturi. T1 će biti kraće kada magnetski momenti jezgri vodika mogu brže predati energiju magnetskim momentima okolnih molekula. Kada okolni magnetski momenti precesiraju frekvencijom koja je bliska Larmorovoj frekvenciji vodikovih jezgara taj će prijenos energije biti brži (6). U čistoj vodi taj prijenos energije vrlo je spor jer se okolna magnetska polja rotiraju frekvencijama mnogo većim od Larmorove frekvencije vodika. Zato će vrijeme longitudinalne relaksacije T1 za jezgre vodika u čistoj vodi iznositi oko 3 sekunde. U tekućini koja sadrži proteine (tjelesne tekućine) vrijeme T1 je puno kraće. To se objašnjava time što te veće molekule proizvode okolna magnetska polja slične frekvencije Larmorovoj frekvenciji za vodik. Tada prijenos energije ide mnogo brže. T1 ovisi i o temperaturi jer promjenom temperature dolazi do promjene brzine gibanja molekula, a time i frekvencije magnetskih momenata molekula (1).

Transverzalna relaksacija T2 ovisi o brzini kojom precesirajući momenti jezgri vodika izlaze iz faze. Kao što smo već spomenuli oni počinju precesirati različitim frekvencijama (brzinama) zbog nehomogenosti okolnih magnetskih polja. U tekućinama se molekule brzo gibaju i zato nema značajnijih lokalnih razlika u magnetskim poljima tako da momenti dulje ostaju u fazi. U tekućinama koje sadrže veće molekule, bit će više izražene lokalne razlike magnetskih polja koje djeluju na pojedine momente i oni će ranije izlaziti iz faze. U krutinama je T2 još kraći (6).

Uvijek vrijedi da je T1 veći od T2. Općenito, ovako možemo opisati odnose vremena relaksacije: $T1 \text{ (krutine)} > T1 \text{ (tekućine)} \approx T2 \text{ (tekućine)} > T2 \text{ (krutine)}$

U tekućinama T1 i T2 su podjednaki i iznose oko 3 sekunde. U čvrstom stanju T1 može trajati po nekoliko minuta, primjerice u ledu T1 traje nekoliko minuta, a T2 traje desetak mikrosekundi. Tako je kratki T2 u krutinama razlog zašto ne vidimo kosti na MR-u (5).

6.) SPEKTROSKOPIJA MAGNETSKOM REZONANCIJOM

6.1. Nuklearna magnetska rezonancija

Spektroskopija je jedan od najboljih načina istraživanja fizikalnih, ali i strukturnih osobina bioloških molekula. Spektroskopija nuklearnom magnetskom rezonancijom najčešće se koristi jezgrama vodika tj. protonima zbog njihove zastupljenosti u mnogim spojevima. Koriste se još i ^{13}C , ^{31}P , ^{19}F i mnogi drugi.

Temelji se na interakciji elektromagnetskih valova s molekulama ili atomima. Pruža nam podatke o koncentraciji, molekularnoj masi i strukturi pojedinih makromolekula. Rezultati se prikazuju spektrom, a pojedina linija u spektru označava prijelaz između dvaju energetske stanja. Ukoliko je molekula izložena elektromagnetskom zračenju, može doći do prijenosa energije na molekulu, te će ona zbog toga promijeniti svoje energetske stanje.

Atomske skupine u makromolekulama malo promijene svoja karakteristična energetska stanja ovisno o konformaciji makromolekule. U mjerenom spektru to će se očitovati kao neznatni pomak karakteristične frekvencije te atomske skupine. Pomak je ovisan o kemijskoj okolini (5).

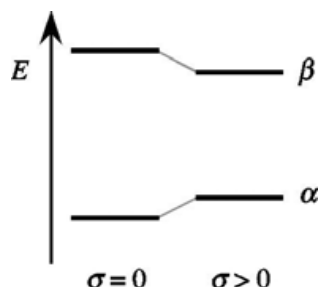
Kemijski pomak je veličina koja opisuje udaljenost pojedinog signala od referentnog signala u spektru NMR. Podsjetimo se, spektar je prikaz ovisnosti intenziteta o frekvenciji pa će udaljenost signala u spektru odgovarati udaljenosti na frekventnoj osi (**slike 14 i 15**). Ovisno o proučavanoj jezgri i otapalu, upotrebljavaju se različiti referentni signali. Kemijski pomak jezgre definira se izrazom:

$$\Delta\omega = \frac{\omega(\text{standard}) - \omega(\text{uzorka})}{\omega(\text{instrumenta})} 10^6(\text{ppm})$$

Kemijski pomak jezgre definiran je kao razlika frekvencija proučavanog i referentnog signala podijeljena frekvencijom oscilatora. Izražava se u jedinici *parts per million*.

Kako se jezgre ne nalaze same u magnetskom polju, na njih ne djeluje samo vanjsko polje magneta, nego i lokalno polje koje je posljedica elektromagnetskih interakcija. Jezgra je „zasjenjena“ elektronskim oblakom, jer su elektroni u gibanju izvori lokalnog magnetskog polja koje je suprotnog smjera od vanjskog magnetskog polja. Kažemo da su jezgre zasjenjene i efektivno magnetsko polje koje djeluje na promatrane jezgre izražava se slijedećom relacijom. Izraz: $B_{\text{ef}} = B_0(1-\sigma)$

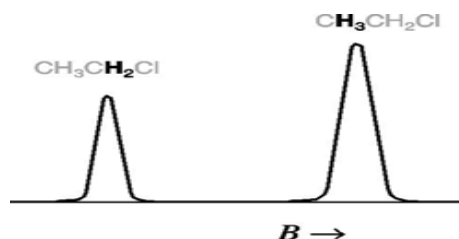
Zasjenjenje (σ) je konstanta kojom iskazujemo koliko je B_{ef} umanjeno. Jezgre istovrsnih atoma u različitim kemijskim sredinama kao što su npr. protoni u metilnoj skupini i protoni na aromatskom prstenu ili na atomu dušika nalazit će se u drugačijem efektivnom polju (B_{ef}) iako je vanjsko magnetsko polje (B_0) jednako. Kažemo da su jezgre različito zasjenjene. Zbog toga će i razlike energije među suprotno orijentiranim spinovima biti različite pa onda i rezonancijske frekvencije (ω) pri istom vanjskom magnetskom polju (**Slika 13**).



Slika 13. α i β su simboli spinova jezgara. Vidimo da je pri zasjenjenju ($\sigma > 0$) manja energetska razlika između dva energetska stanja odnosno spina kod primjene istog vanjskog magnetskog polja. Prema: Cvitaš T. *Temelji kvantne kemije i spektroskopije: Molekularna spektroskopija*. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu; 1976. str.7

Za zasjenjenje jezgre možemo reći da su „zaštićene“ od djelovanja vanjskog magnetskog polja. One osjete slabije magnetsko polje (B_{ef}) nego nezasjenjene jezgre. Zato će biti potrebna primjena jačeg vanjskog magnetskog polja (B_0) kako bi zasjenjene jezgre rezonirale. Istovrsne će jezgre u različitim kemijskim sredinama rezonirati u drugom dijelu spektra.

Na **slici 14** prikazana je molekula kloretana. Proton vezan za atom ugljika koji je vezan za atom klora (lijevo) slabije je zasjenjen elektronima zbog elektronegativnosti klora. Zato do rezonancije dolazi pri slabijem vanjskom magnetskom polju u usporedbi s vodicima metilne skupine (desno).

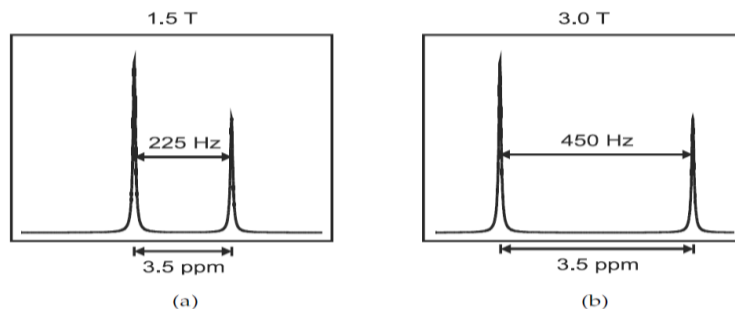


Slika 14. shematski prikaz nuklearne magnetske rezonancije korištenjem protona- ^1H -NMR.

Prema: Cvitaš T. *Temelji kvantne kemije i spektroskopije: Molekularna spektroskopija*. Zagreb:

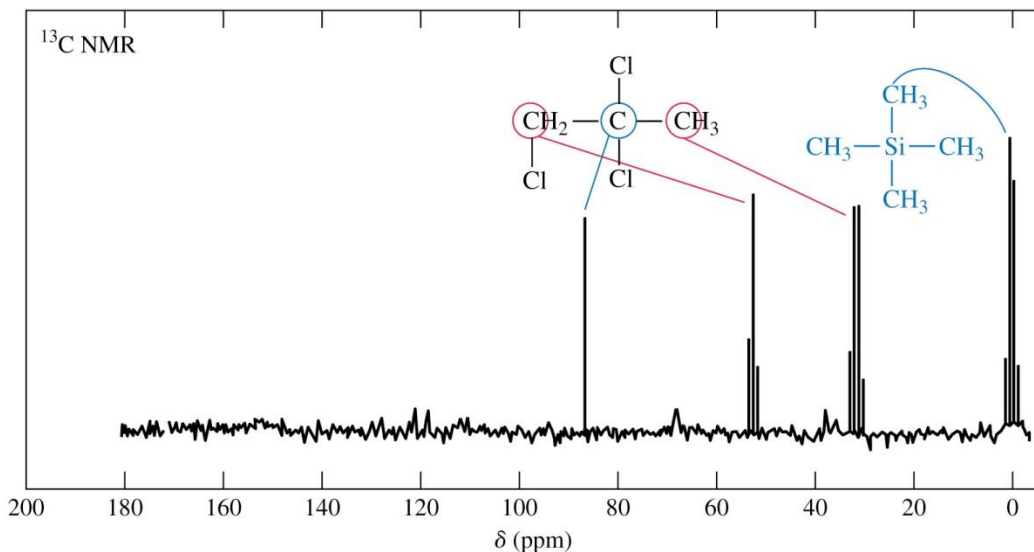
Sveučilište u Zagrebu; 1976. str. 8

Kemijski se pomaci moraju mjeriti relativno prema nekoj referentnoj tvari. Referentna bi tvar trebala biti kemijski inertna i davati samo jednu liniju u NMR spektru. Za protonsku se rezonanciju kao standard obično upotrebljava tetrametilsilan (TMS, $\text{Si}(\text{CH}_3)_4$). Protoni su u tom spoju jako zasjenjeni, tako da se većina rezonantnih linija za druge tvari nalazi kod nižih vrijednosti B_0 . Stalno magnetsko polje koje se primjenjuje u uređaju za magnetsku rezonanciju protona jakosti je od 1 do 10 tesla, tako da su odgovarajuće frekvencije elektromagnetskog polja koje osigurava uvjete za pojavu rezonancije u intervalu od 40 do 400 MHz što je u radiovalnom području elektromagnetskog spektra. S obzirom da elektroni imaju jači magnetski moment u odnosu na jezgre, tako da za elektronsku paramagnetsku rezonanciju nisu potrebna tako jaka magnetska polja i uređaji obično primjenjuju magnete od oko 0,5 T pa su odgovarajuće frekvencije magnetskog polja oko 10 GHz koje pripadaju mikrovalnom području zračenja o čemu će biti više govora u poglavlju (6.2). Elektronska paramagnetska rezonancija zove se još i Elektronska spinska rezonancija (ESR). Na **slici 15** vidimo razliku rezonancijskih spektara vode i masti pri vanjskom magnetskom polju jakosti 1,5 T (a prikaz) i 3,0 T (b prikaz). Kod jakosti 1,5 T razlika u rezonancijskim frekvencijama iznosi 225 Hz dok je kod jakosti 3,0 T razlika 450 Hz. Unatoč tome što se apsolutna razlika u frekvencijama mijenja promjenom vanjskog magnetskog polja, kemijski pomak ostaje isti 3,5 ppm.



Slika 15. Rezonancijske frekvencije vode i masti pri vanjskom magnetskom polju jakosti 1,5 T (a) i 3,0 T (b) Prema: Brown M, Semelka R. *MRI: basic principles and applications*. John Wiley&Sons. Inc; 2003. str. 17

Već je spomenuto da jezgra vodika nije jedina koja se koristi za spektroskopiju nuklearnom magnetskom rezonancijom. Jedan je od korištenih elemenata i ^{13}C . Promjene u elektronskoj strukturi organskih molekula puno se jače očituju na atomima ugljika nego na atomima vodika. Zato je i raspon kemijskih pomaka za jezgre ^{13}C dvadesetak puta veći, tako da je ^{13}C -NMR spektroskopija mnogo osjetljivija za određivanje struktura organskih molekula. Još relativno nedavno, snimanje ^{13}C -NMR-spektara je bilo moguće samo u specijaliziranim laboratorijima. Jezgre ^{13}C znatno su slabiji magnetiči nego protoni, a uz to je i raširenost ^{13}C -izotopa ugljika vrlo niska [$x(^{13}\text{C}) = 1,10\%$] tako da je takva spektroskopija postala moguća tek razvitkom pulsnih tehnika i primjene metoda Fourierove transformacije (7).



Slika 16. ^1H -NMR i ^{13}C -NMR spektar 1,2,2,-trikloropropana. Prema: *Organic spectroscopy international* [slika s ineternata]. 22 November 2014. [pristupljeno 10. 6. 2017.]
Dostupno na : <https://orgspectroscopyint.blogspot.hr/2014/11/1h-nmr-and-13c-nmr-spectra-of-122.html>

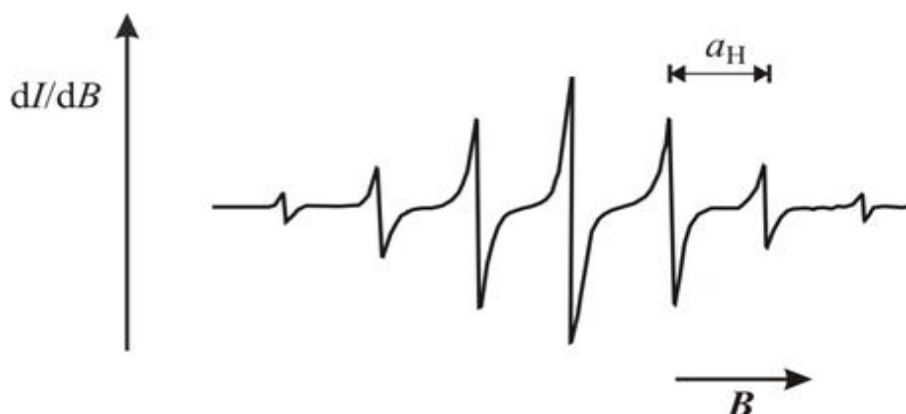
6.2. Elektronska spinska rezonancija

Elektronska spinska rezonancija (ESR) je spektroskopijska metoda kojom detektiramo molekule koje sadrže tzv. nesparene elektrone. Nespareni elektroni imaju spinski magnetski moment i pokazuju paramagnetska svojstva pa se zato ponekad koristi naziv elektronska paramagnetska rezonancija (EPR).

U biološkim su molekulama uglavnom spareni elektroni zato ih ne možemo direktno opažati ESR metodom. ESR-om možemo dobro detektirati slobodne radikale i molekule koje su kompleksi iona metala (Cu^{2+} , Fe^{2+} , Mn^{2+} ...) i organskog dijela (1).

ESR je vrlo osjetljiva metoda za detekciju radikala i molekula s paramagnetskim centrima kao i za praćenje njihovih reakcija. Koncentracije od 10^{-6} do 10^{-4} mol/L obično su dovoljne, a u povoljnim se slučajevima slobodni radikali mogu ustanoviti u koncentracijama čak od 10^{-13} mol/L (7).

Metoda se temelji na interakciji tvari koja se nalazi u vanjskom magnetskom polju jakosti oko 0,5 T i promjenjivog magnetskog polja frekvencije mikrovalnog zračenja oko 10 GHz. Pri danim uvjetima dolazi do interakcije spinskog magnetskog momenta elektrona s promjenjivim vanjskim magnetskim poljem i do pojave rezonancije. Elektroni mogu imati jedan od dva spina zbog čega mogu biti u jednom od dva energetska stanja. Prilikom apsorpcije fotona energije promjenjivog vanjskog magnetskog polja doći će do promjene ravnoteže između dvaju stanja to jest do prijelaska elektrona u stanje više energije. Djelovanjem relaksacijskih procesa sustav se vraća u ravnotežno stanje. Detekcijom tih promjena dobivamo specifične spektre za pojedinu tvar (1).



Slika 17. Spektar aniona benzena. Prema: Cvitaš T. Temelji kvantne kemije i spektroskopije: Molekularna spektroskopija. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu; 1976. str. 16.

Spektroskopija magnetskom rezonancijom uključuje preglede gotovo svih organa u tijelu u otkrivanju bolesti metabolizma, tumora, upalnih promjena i ishemičnih bolesti. Spektroskopija

otkriva promjene ranije od bilo kojeg dijagnostičkog postupka, osim biopsije. Promjene otkrivene spektroskopijom nalazimo u različitim enzimskim bolestima, mitohondrijskim abnormalnostima, distrofijama, miopatijama, bolestima mišića i štitne žlijezde (4).

7.) Zaključak

S obzirom na sigurnost i neinvazivnost dijagnostike magnetskom rezonancijom, očekuje se daljnji napredak metode. Već je došlo do spajanja metode spektroskopije i oslikavanja magnetskom rezonancijom. Takvo nam dostignuće omogućava dobivanje informacija o kemijskim procesima i metabolizmu u pojedinim lokacijama ljudskog tijela. U praksi se koristi pri snimanju tumora dojke ili CNS-a. To bi moglo doprinijeti istraživanju stanične fiziologije s obzirom da za sada nema dokazanih nuspojava. Primjenom iste metode mogli bi procjenjivati stanja bolesti i učinkovitost terapije.

8.) Literatura

- (1.) Brnjas-Kraljević J, Krilov D. Fizika za studente stomatologije. Zagreb: Medicinska naklada;2007
- (2.) Brown M, Semelka R. MRI: basic principles and applications. John Wiley&Sons. Inc; 2003.
- (3.) Peter A. Rinck. A short history of magnetic resonance imaging. Spectroscopy Europe 2008;20:7-9.
- (4.) Janković S, Davor E. Fizikalne osnove i klinički aspekti medicinske dijagnostike. Zagreb: Medicinska naklada; 2002
- (5.) Brnjas – Kraljević J, Fizika za studente medicine 1. Dio, Zagreb, Medicinska naklada 2001.
- (6.) Schild HH. MRI made easy, Berlex Laboratories 1992.
- (7.) Cvitaš T. Temelji kvantne kemije i spektroskopije: Molekularna spektroskopija. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu; 1976.
- (8.) <https://orgspectroscopyint.blogspot.hr/2014/11/1h-nmr-and-13c-nmr-spectra-of-122.html>
(pristupljeno 10.6.)

Životopis

Rođen sam 31. 8. 1992. godine u Zagrebu. Osnovnu školu sam pohađao u Samoboru do dvanaeste godine. Školovanje sam nastavio u Osnovnoj školi Miroslava Krležę. Srednjoškolsko obrazovanje sam stekao kao učenik Druge gimnazije u Zagrebu. U istoj sam gimnaziji maturirao 2011. godine. Te sam godine upisao Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu.

Zahvale

Zahvaljujem svoj mentorici doc.dr.sc. Sanji Dolanski Babić na danoj prilici, uloženom trudu i iskazanoj potpori tijekom pisanja rada.

Također bih se želio zahvaliti svojim dragim prijateljima, Dini Bešiću, Matei Babić i Mirni Babić što su cijelo vrijeme bili uz mene za vrijeme pisanja rada.