

VEŽBA #3: NUKLEARNA MAGNETNA REZONANCA (NMR)

-Izučavanje pojave NMR donelo je fizičarima nekoliko Nobelovih nagrada, vrlo veliki broj podataka o magnetnim momentima i spinovima jezgara, moćan metod za ispitivanje strukture molekula i kondenzovanog stanja materije, metod za merenje magnetnih polja neprevaziđene tačnosti, i do sada neprevaziđeno objektivno, a neinvazivno dijagnostičko sredstvo i medicini. Ispričan rečima Prof. Gorana Bačića kratak istorijat te oblasti je sledeći:

...Izraz nuklearna magnetna rezonanca (NMR) se odnosi na pojavu da jezgra koja imaju *nuklearni spin* kada se nalaze u magnetnom polju apsorbuju elektromagnetno zračenje određene frekvencije (rezonancija). Postojanje nuklearne magnetne rezonancije u kondenzovanoj materiji su 1946. god. nezavisno otkrili Bloch i Parsel (Bloch i Purcell) i dobili Nobelovu nagradu 1952. godine. Njihovo otkriće je bilo zasnovano na otkriću pojave spina kod protona (Štern 1921. godine- Nobelova nagrada 1943. godine) i postojanje NMR pojave u molekulskim snopovima (Rabi 1938. – Nobelova nagrada 1944. godine). Zanimljivo je da je Zavojski u Kazanu (Rusija) 1944. god. (dakle pre Bloha) otkrio istu pojavu kod elektrona (takođe čestica sa spinom), koja se sada naziva elektron paramagnetna rezonancija (EPR).

Obe tehnike su prvobitno bile namenjen izučavanju fizičkih pojava (spin, magnetizam i sl.), ali je ubrzo uočena njihova primenljivost u drugim oblastima (biohemija, biofizika, nauka o materijalima itd.) tako sada jedva da i postoji oblast prirodnih nauka gde se ne koriste NMR i EPR. Primena NMR u medicini stimulisana je sa dva otkrića: Damadian je 1972. godine otkrio a postoji razlika između NMR relaksacionih vremena protona (jezgra vodonika) vode u normalnom tkivu i tumorima, a Lauterburg je 1973. godine pokazao da se može dobiti slika njihove raspodele unutar bioloških sistema (oslikavanje magnetnom rezonancijom = magnetic resonance imaging, MRI). Razvojem tehnologije proizvodnje magneta koji su dovoljno veliki i kvalitetni da se tehnika primeni na ljude, kao i matematičkih metoda (Furijeova transformacija) za obradu NMR signala i dobijanje slika (Ernst, Nobelova nagrada 1992. godine) počela je primena u medicini.

Probne kliničke mašine konstruisane su 1978. godine i danas je zdravstveni standard da postoji jedan MRI aparat na 0.5mil stanovnika. Ovakav eksplozivan razvoj, bez presedana u medicinskoj tehnologiji je posledica toga što MRI omogućava da se neinvazivnim metodama dobije anatomska struktura unutrašnjosti ljudskog tela, ali da se dobiju i direktne informacije o fiziologiji određenih organa...

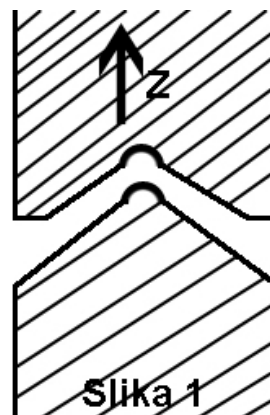
-Metodi za merenje magnetnih momenata dovoljno dugoživećih osnovnih stanja jezgara koji su zasnovani na ponašanju u magnetnim poljima dele se u dve osnovne grupe – u prvoj se koristi ponašanje molekulskih snopova u nehomogenim magnetnim poljima, a u drugoj ponašanje makroskopskih uzoraka u homogenim magnetnim poljima. U obe grupe metoda koristi se i radiofrekventno elektromagnetno polje (RF) čiji uticaj na molekul u snopu ili na makroskopski uzorak govori o veličini magnetnog momenta jezgra. To je onaj deo pojave koji je rezonantan.

-Osnova prve grupe metoda leži u Štern-Gerlahovom tipu merenja magnetnih momenata atoma, μ , po skretanju slobodnog atoma u magnetnom polju gradijenta $\partial B / \partial Z$.

Taj se metod zove statičkim. Sila na atom je tada $F = -\vec{\mu} \cdot \vec{B}$ tako da je

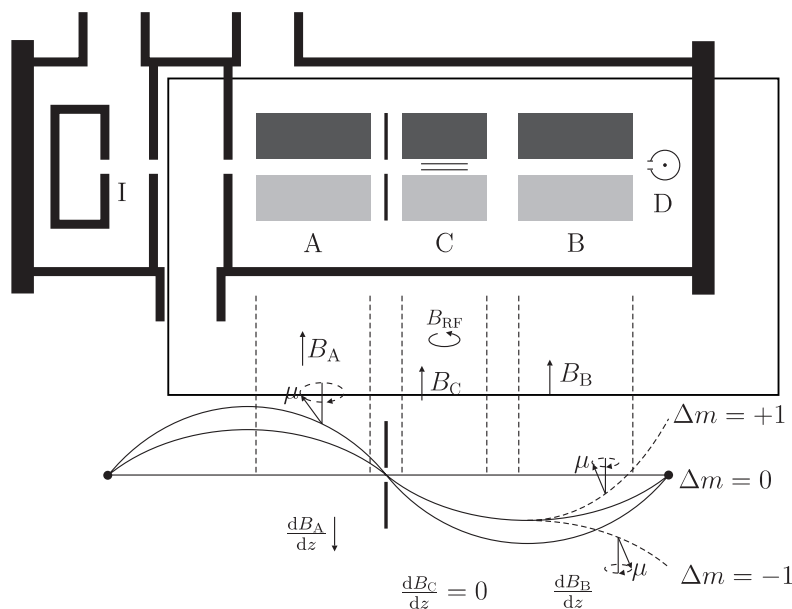
$$-\frac{\partial E}{\partial Z} = -\frac{\partial E}{\partial B} \cdot \frac{\partial B}{\partial Z} = \mu \cdot \frac{\partial B}{\partial Z} = F$$

Zbog malosti nuklearnih momenata u odnosu na atomske ovakva merenja za molekule nultog elektronskog spina, a sa nenultim spinom jezgra, zahtevaju vrlo velike gradijente koji se mogu ostvariti samo dobro formiranim feromagnetnim polovima, tipičnog profila ka na Sl. 1. Skretanje snopa u vertikalnom pravcu (Z) zavisi od brzine molekula i dužine puta u polju i za max. ostvarive uslove iznosi svega $\sim 5 \cdot 10^{-2} \text{ mm}$! Magnetni moment protona je ipak tako izmeren (Nobelova nagrada!), ali osetljivost statičkog metod ne može se bitno popraviti.



Slika 1

-Mnogo osetljiviji je varijetet metoda Isaka Rabija (1938.) u kome se koristi i pojava rezonantne reorijentacije momenta jezgra RF poljem u homogenom magnetnom polju (sl.2). Magneti A i B su nehomogeni Šternovog tipa, iste orijentacije polova, ali suprotno



orijentisanih gradijenata, a magnet C je homogenog polja, takođe iste orijentacije. U magnetu C nalazi se kalem (petlja u formi "ukosnice") koja je sastavni deo oscilatornog kola u kome se generiše RF polje određene frekvencije. Kada nema polja C molekuli one orijentacije koji u A sreću na gore u B će skretati na dole i snop će na detektoru biti centriran (nepomeran)(neka je spin jezgra $1/2$). Uključenje polja C dovešće do Larmorove precesije momenata (u tom prostoru) oko pravca polja B_C , ali to neće promeniti orijentaciju momenta (projekciju spina) i kompenzacioni efekt magneta B će ostati isti. Uključenje RF polja, koje je cirkularno polarisano u xy ravni neće takođe imati nikakav uticaj osim ako mu je frekvencija jednaka Larmorovoj (to i jeste rezonancija). Tada, u sistemu vezanom za jezgro, moment vidi i stacionirano magnetno polje B_{RF} , u pravcu normalnom na B_C , i teži da precesira i oko njega. Ta precesija menja orijentaciju momenta, tj. projekciju spina ("spin-flip"). ako se to desi, tada magnet B deflektuje molekul u istu stranu kao i A i molekul ne stiže na detektor D. Oštar pad molekulske struje za slučaj izjednačenja Larmorove i RF frekvencije znači ostvarenje

rezonancije, koja je za proton u HD molekulu prikazana na Sl. 3. (Iz podataka sa slike nađite μ protona!). Mana metoda je teškoća korigovanja na superpoziciju indukovanih dijamagnetskih polja atoma na mestu jezgra sa spoljašnjim poljem. Takođe, instrumentarijum je veliki i složen (vidi Sl. 2). Metod se zove metod magnetno rezonantnih snopova ("magnetic resonance beam method").

Potpunosti radi pomenimo i značajnu tehniku NMR u gasovima koja se zasniva na optičkoj detekciji NMR, a naziva se i "optičkim pumpanjem" (A. Kaster ~ 1950. – i još jedna Nobelova nagrada za NMR). Vrlo korisnom pokazala se i mionska spinska rezonancija (μ SR) u kojoj Larmorova precesija miona koji se zaustavio u materijalu dovodi do precesije ugaone raspodele elektrona emitovanih u njegovom raspadu (koji se usled neodržanja parnosti emituju uvek u smeru suprotnom od smera bivšeg impulsa miona).

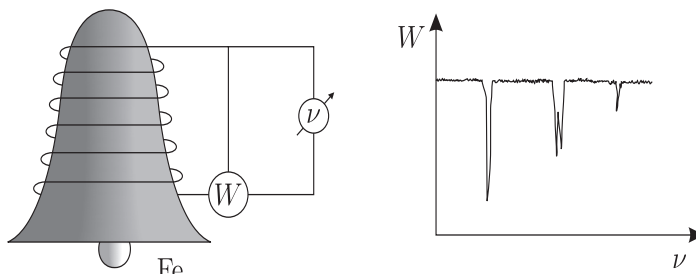
Drugu grupu metoda čini NMR i njemu srodne metode. NMR je jedna od tzv. radiospektroskopija. Za potpuno razumevanje i opis pojave potrebna je i kvantna i klasična slika. Rekapitulirajmo: jezgro koje se nalazi u stanju sa spinom I (kv. broj spina) i magnetnim momentom $\mu = gI\mu_N$ ima $2I+1$ degenerisanih podstanja definisanih vrednostima magnetnog kvantnog broja $m = -I, -I+1, \dots, I-1, I$. Ova degeneracija uklanja se interakcijom sa spoljašnjim magnetnim poljem (otud ime za broj m). Stalno polje indukcije B_0 uzrokuje pomak energije podstanja m u odnosu na nepocepano stanje takav da je energetski razmak između dva stanja uzastopnog m jednak

$$\Delta E = \frac{\mu B_0}{I} = \hbar \omega_L = \hbar \gamma B_0.$$

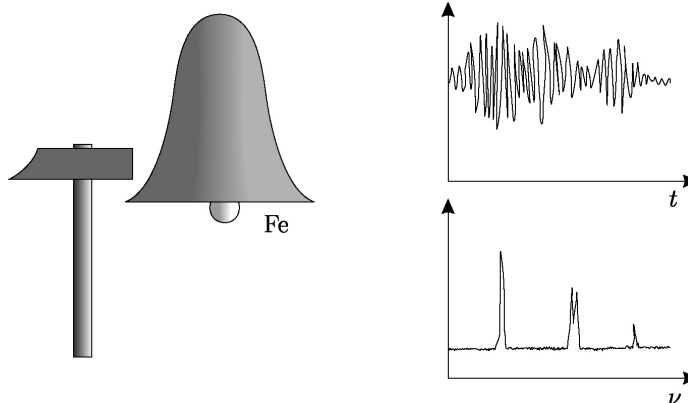
Apsorpcija i emisija fotona tipa M1 (magnetni dipol) energije ΔE povezuje podstanja koja se razlikuju samo za $\Delta m = \pm 1$. Za razumno jaka spoljašnja polja (reda 1T) energije fotona su reda 10^{-7} eV, a odgovarajuće frekvencije reda MHz (RF) tako da je i klasična (talasna) slika ovde neophodna. Apsorpcija i emisija radiofrekventnih fotona na taj način menja orijentaciju spina u polju B_0 . Talasne dužine fotona su reda 10m i u svim makroskopskim ansamblima spinova njihovo ponašanje je potpuno koherentno, a izvor RF fotona i ansambl spinova ("uzorak") čine jedinstveni sistem (fotoni su virtuelni). Ako ansambl spinova apsorbuje fotone onda to dodatno troši snagu izvora, ako ih emituje onda se ona vraća u izvor. Kao i sve niskofrekventne spektroskopije, u kojima je $h\nu/kT \ll 1$, pa je i Bolcmanov faktor mali; i NMR pati od male razlike u populacijama stanja između kojih se prelaz vrši, jer (na prvom mestu) razlika populacija određuje amplitudu rezonantne linije.

NMR se izvodi u dva osnovna varijeteta – kontinuiranom (continuous wave = CE) i impulsnom (pulse) režimu. Slikovita analogija sa pobuđivanjem zvona (mehaničkog oscilatora sa više modova oscilovanja) može da istakne razliku između ova dva režima:

Spektar rezonantnih frekvencija snima se skeniranjem – promenom – frekvencije pobude i merenjem snage pobude u funkciji frekvencije. Na frekvencijama sopstvenih oscilacija zvona promena impedanse sistema se opaža po promeni snage izvora oscilovanja.



Kratka impulsna pobuda (udar) daje automatizovano oscilovanje čiji Furije transform iz vremenske u frekventnu reprezentaciju daje potpun spektar svih svojstvenih frekvencija sistema.



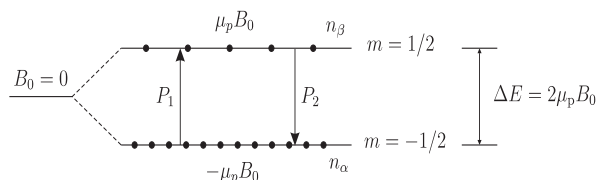
Iako nas interesuje CW tehnika (koju posedujemo) za

razumevanje pojave instruktivno je prethodno upoznati neke aspekte impulsnog metoda.

Za razliku od elektronskog dia i paramagnetizma čija magnetizacija po ukidanju spoljašnjeg polja nestaje u vremenima reda 10^{-6} s nuklearni (para)magnetizam, usled relativne zaštićenosti jezgara orbitnim elektronima, opstaje tokom vremena tipično reda sekunde (za protone u tečnostima). Ova relativno dugačka relaksaciona vremena bitna su za pojave NMR. Osnova impulsne NMR je otprilike sledeća (definisano radi posmatračemo jezgra spina $1/2$, recimo proton, za koji je $\mu_p = 2.79\mu_N$):

Ansambl nuklearnih spinova (tj. magnetnih momenata) u odsustvu spoljašnjih polja je neorijentisan, odnosno oba magnetna podstanja imaju istu energiju i samim tim su podjednako populisana. Stavimo li ansambl u spoljašnje magnetno polje indukcije B_0 degeneracija će se ukinuti, podstanja će se razmaći za $\Delta E = 2\mu_p B_0$ (stanje $m = +1/2$, koje se zove i α -stanje, je niže) i momenti će početi

Larmorovski da precesiraju oko pravca polja B_0 frekvencijom $\omega_L = 2\mu_p B_0 / \hbar$ (Sl. 4).



Populacija ovih podsticanja biće bolcmanovska – označimo li broj sistema u donjem stanju sa n_α , a populaciju gornjeg sa n_β , u toplotnoj ravnoteži na temperaturi T biće:

$$\frac{n_\alpha}{n_\beta} = e^{+\Delta E/kT} \cong 1 + \frac{2\mu_p B_0}{kT}$$

što za polja reda 1T, i na sobnoj temperaturi, daje razliku populacija $n = n_\alpha - n_\beta$ od svega $\sim 10^{-6}$ od ukupnog broja sistema $N = n_\alpha + n_\beta$. Iako je razlika populacija tako mala uzorak

ipak poseduje neto makroskopsku magnetizaciju

\vec{M}_1 usmerenu duž polja \vec{B}_0 (tzv. longitudinalna magnetizacija) što se može prikazati kao na Sl. 5.

Spinovi pritom precesiraju nekoherentno i faze su im ravnomerno (statistički) raspoređene, tj. neuređene.

Mehanizam održavanja toplotne ravnoteže zgodno je predstaviti na sledeći način: Takozvana spin-rešetka

relaksaciona interakcija, koja se svodi na EM interakciju pojedinačnog magnetnog momenta sa

momentima drugih čestica sredine, i koja je braunovski fluktuacionog karaktera, sadrži (Furijeovski) i

frekvencije koje odgovaraju Larmorovoj za dato polje te može da indukuje prelaze između α i β , i na gore, i na

dole. U ravnoteži broj takvih prelaza u jed. vremena na gore i na dole mora u srednjem biti jednak, a on je

jednak proizvodu populacije i verovatnoće za prelaz, te, ako je verovatnoća za prelaz na gore

P_1 , a na dole P_2 , važi: $P_1 n_\alpha = P_2 n_\beta$ odnosno: $\frac{n_\alpha}{n_\beta} = \frac{P_2}{P_1} = e^{\Delta E/kT}$. Verovatnoća za spontane

radijacione prelaze sa višeg u niže stanje uz emisiju M1 fotona energije ΔE i frekvencije ω_L

pritom je, zbog malosti energije, zanemarljivo mala – srednji život gornjeg stanja (zbog

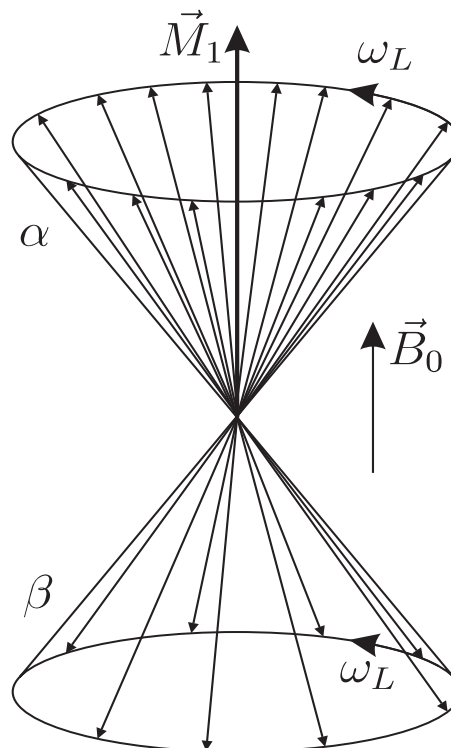
radijacionih spontanih procesa) je reda 10^{18} godina! ($\tau \propto \Delta E^3$). Dovedimo li sada od spolja

fotone energije ΔE (i ispravne polarizacije, ali o tome kasnije) oni će u ansamblu indukovati

radijacione prelaze između α i β stanja i to podjednak broj prelaza na gore i na dole –

apsorpcija na gore i stimulisanih emisija na dole (Ajnštajnovi koeficijenti su isti za oba

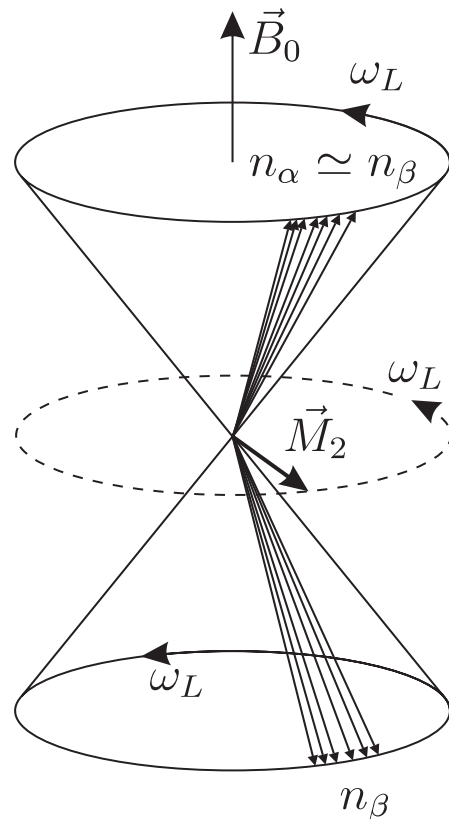
procesu). Ako je verovatnoća u jedinici vremena za oba procesa P_3 , pritom će doći do



promene populacije i do uspostavljanja nove ravnoteže u kojoj će biti: $\frac{n'_\alpha}{n'_\beta} = \frac{P_2 + P_3}{P_1 + P_3} = e^{\Delta E/kT'}$

gde je T' neka nova ekvivalentna spinska temperatura koja nije jednaka termalnoj, jer $n_\alpha/n_\beta \neq n'_\alpha/n'_\beta$. Pošto je $P_2/P_1 > 1$ dodavanje $P_3 = const.$ i gore i dole smanjuje ovaj odnos (biva bliže 1), pa je $T' > T$ i $n'_\alpha/n'_\beta < n_\alpha/n_\beta$, tj. postoji povećanje populacije gornjeg stanja na račun opadanja populacije donjeg, odnosno povećanje spinske temperature u odnosu na temperaturu sredine. Ukupna apsorbovana energija potrošena na ovo je, međutim, vrlo mala (ocenite kolika!). Prekinemo li dovod fotona (impulsno delovanje) spinove ćemo zateći u stanju u kome ih ima skoro podjednako u α i β stanju, što znači da je neto magnetizacija pala skoro na nulu. Osim toga, pošto su fotoni jako dugotalasni i time virtuelni oni na spinove sigurno deluju koherentno tako da posle njihovog dejstva svi spinovi koherentno precesiraju Larmorovom frekvencijom. Ovo znači da su sada javila mikroskopska magnetizacija \vec{M}_2 u pravcu normalnom na pravac spoljašnjeg polja \vec{B}_0 (transverzalna magnetizacija) koja precesira oko \vec{B}_0 sa ω_L . To sve izgleda otprilike kao na

Sl. 6. Ostavljen bez fotonskog polja ansambl iz ovog stanja teži da pređe u početno (sa Sl.5). Termodinamički, to znači da postoje relaksacioni mehanizmi koji obezbeđuju "hlađenje" sistema spinova sa temperature T' na temperaturu T (tj. prelazi sa Sl. 6 na Sl. 5). Ta mehanizma ima dva, sa dve različite posledice (koji, međutim, nisu sasvim nezavisni). Prvi je već pomenuti mehanizam spin-rešetka relaksacije, zahvaljujući kome se populacija vraća u početne vrednosti n_α i n_β , što restaurira longitudinalnu magnetizaciju \vec{M}_1 . Proces se odvija sa karakterističnim vremenom, T_1 , koje se zove vremenom longitudinalne ili spin-rešetka relaksacije. Drugi mehanizam, koji dovodi do ponovnog defaziranja precesije spinova, a time i do nestanka za transverzalne magnetizacije \vec{M}_2 , zove se spin-spin relaksacijom, odvija se zahvaljujući malo različitim Larmorovim frekvencijama na mestima različitih spinova, i karakteriše se vremenom transverzalne ili spin-spin relaksacije, T_2 . (uvek je $T_2 \leq T_1$).



Kinetika longitudinalne relaksacije opisana je očiglednim parom dif. jednačina:

$$\frac{dn_\alpha}{dt} = n_\beta P_2 - n_\alpha P_1, \frac{dn_\beta}{dt} = n_\alpha P_1 - n_\beta P_2, \text{ tj.}$$

$$\frac{dn}{dt} = \frac{dn_\alpha}{dt} - \frac{dn_\beta}{dt} = 2n_\beta P_2 - 2n_\alpha P_1 = N(P_2 - P_1) - n(P_2 + P_1) = \frac{n_0 - n}{T_1}$$

gde smo uveli oznake:

$$n_0 = \text{razlika populacija u toplotnoj ravnoteži} = N \frac{P_2 - P_1}{P_2 + P_1} = NT_1(P_2 - P_1) \text{ i}$$

$$T_1 = \text{longitudinalno vreme relaksacija} = \frac{1}{P_1 + P_2}$$

sa rešenjem:

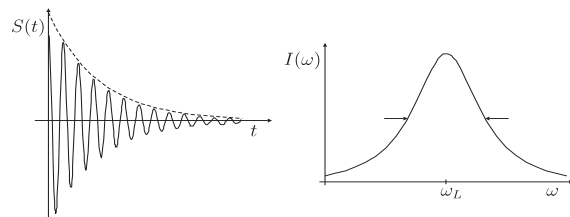
$$n - n_0 = (n - n_0)_0 e^{-t/T_1}$$

Dakle, ako je T_1 veliko, odnosno ako su verovatnoće relaksacionih procesa (P_1 i P_2) male (slaba interakcija spin-rešetka), populacije n_α i n_β vrlo dugo posle impulsa ostaju praktično iste i ponovno postavljanje ansambla spinova u fotonsko polje neće imati nikakvog opservabilnog efekta. (koliko se fotona apsorbuje toliko se i emituje). Kraće T_1 omogućiće da se i u slučaju stalnog boravka ansambla u polju fotona kontinuirano neto apsorbuje energija tog polja od strane uzorka (CW metod). Ako je, međutim gustina fotona suviše velika u odnosu na relaksacionu sposobnost ansambla on će opet doći u saturaciju, tj. visoka spinska temperatura će mu se stalno podržavati (neravnotežna populacija) kao novo ravnotežno stanje u kome se neće opažati neto apsorpcija snage iz fotonskog polja. U čvrstim delima je inače T_1 po pravilu vrlo veliko dok je u tečnostima tipično reda sekunda, i kraće.

Vreme transversalne relaksacije, T_2 , je jednostavnije direktno opaziti no T_1 . Pošto magnetizacija M_2 precesira sa ω_L ona će u kalemu koji je postavljen tako da mu ona seče indukovati napon frekvencije ω_L koji će sa vremenom biti amortizovan sa konstantom T_2 , kojom brzinom opada i amplituda M_2 usled defaziranja precesije spinova, do čega dolazi usled konačne širine opsega precesionih frekvencija, $\Delta\omega_L$. Taj, takozvani signal slobodne indukcije, je oblika $S(t) = S_0 \cos\omega_L t \cdot e^{-t/T_2}$ sa Furijeovim transformom Lorencijanskog

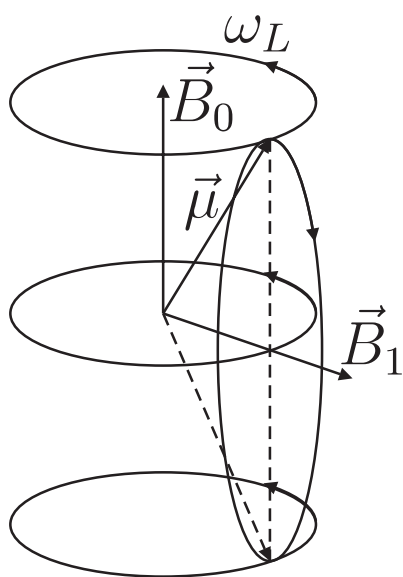
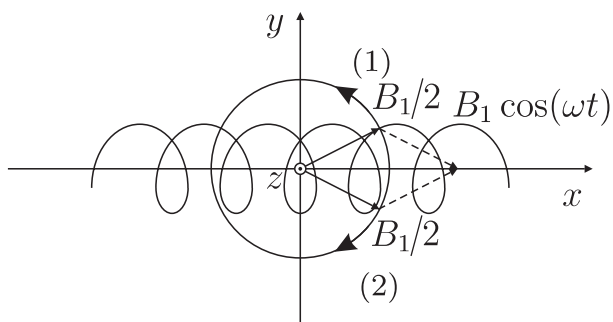
oblika $I(\omega) = S_0 \frac{T_2}{1 + (\omega - \omega_L)^2 T_2^2}$ čija je

širina (FWHM) jednaka $\Delta\omega_L = 2/T_2$. (Sl. 7).



Vreme transversalne relaksacije T_2 , dakle, određuje frekventnu (ili energetska) širinu opsega u kome fotoni mogu (u makroskopskom ansamblu) da indukuju prolaze između α i β stanja (spin-flip). U praksi ovo vreme više zavisi od nehomogenosti polja B_0 u domenu ansambla (i zove se efektivno vreme relaksacije, T_2^*), što i dovodi do različitih vrednosti ϖ_L po ansamblu (veće ϖ_L i kraće T_2) nego od brzine spin-spin relaksacije. U čvrstim telima T_2 je obično mnogo kraće od T_1 , a u tečnostima su oni obično poredljivi, mada T_2 može biti i dosta kraće.

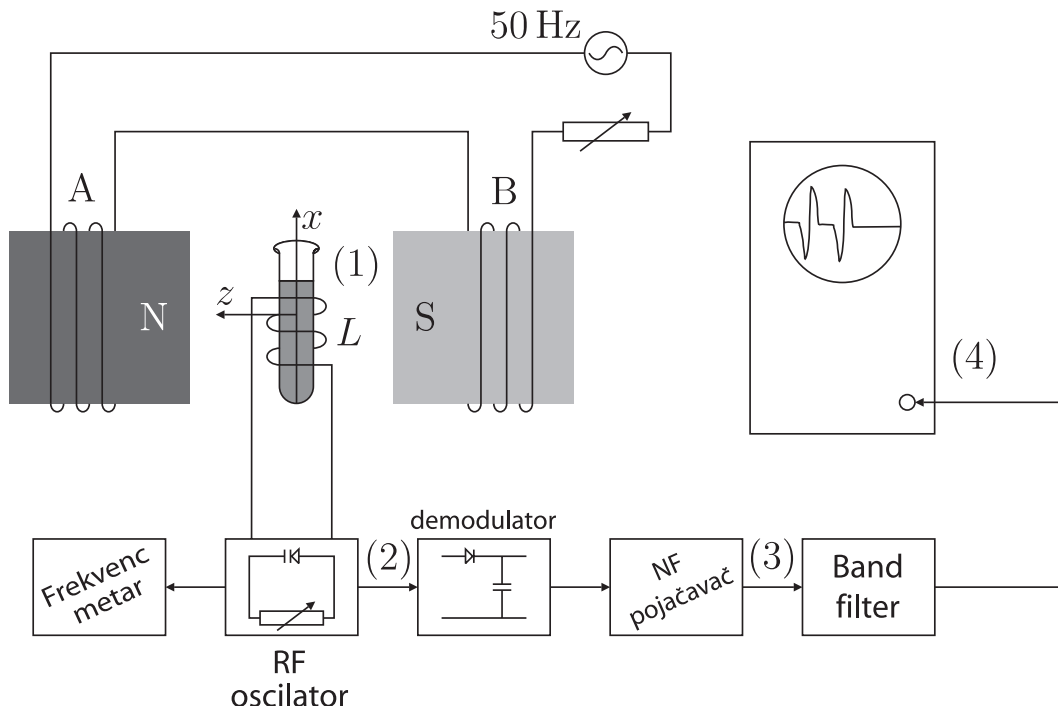
Pre nego što konačno pređemo na potpuniji opis CW tehnike potrebno je još da kažemo kada se realizuje polje fotona koji će imati osobine takve da mogu da indukuju prelaze između α i β stanja. Pošto su to RF fotoni, njihove kvantne osobine su neizražene i njihovo



polje se potpunije opisuje klasično. Rezonantna apsorpcija i emisija cirkularno polarisanih fotona tipa M1 i energiju ΔE u prelazima $\alpha \leftrightarrow \beta$ iz kvantne slike ekvivalentna je u talasnoj slici indukciji prelaza iz jedne orijentacije spina u drugu od strane EM polja koje ima magnetno polje \vec{B}_1 koje u ravni normalnoj na pravac polja B_0 rotira frekvencijom $\varpi_L = \Delta E / \hbar$, tj. istom brzinom kojom spin precesira. U sopstvenom sistemu magnetni moment tada vidi stacionirano polje B_1 i teži da precesira i oko njega, što je ekvivalent promeni orijentacije spina (Sl. 8). To se odvija na račun energije polja, ili, ako je prelaz stimulisan

poljem, to povećava energiju polja. Ako frekvencija polja nije jednaka Larmorovoj, ili ako smer rotacije nije odgovarajući, do promene orijentacije spina ne dolazi. Ovakav aranžman polja najlakše se realizuje poljem solenoida, koji je sastavni deo oscilatornog kola frekvencije ϖ , čije je magnetno polje linearno polarisano duž ose solenoida ekvivalentno zbiru dva u suprotnim smerovima cirkularno polarisana polja u ravni koja sadrži osu solenoida, istih frekvencija, a prepolovljenih amplituda. (Sl. 9).

Realizacija CW tehnike:



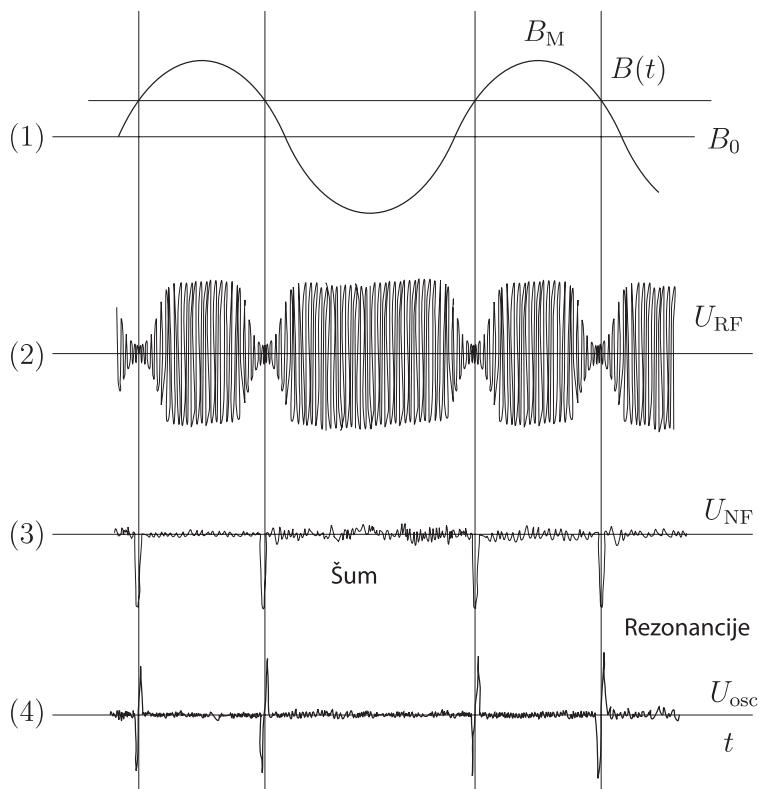
Tipična CW NMR aparatura šematski je prikazana na slici.

Polje permanentnog magneta NS igra ulogu polja B_0 (duž z-ose), a kalemovi A i B vezani na izvor promenljivog napona od 50 Hz da sinusno modulišu nevelikom amplitudom (B_M).

Rezonantni uslov se u uzorku u epruveti u kojoj su jezgra sa μ_u na taj način sa RF poljem stalne frekvencije u kalemu L koje je cirkularno polarisano u xy-ravni postiže 100 puta u sekundi (ako je u okviru modulacije polja, B_{REZ}) (1. na slici 11). Frekvencija oscilatora se može menjati (ne u suviše širokim granicama) i očitavati na frekvencometru. U trenucima kada se postiže rezonancija, tj. kada je $\omega_{RF} = 2\mu_u B_{REZ} / \hbar$, dolazi do neto apsorpcije RF snage; tada se u oscilatorno kolo uključuje novi gubici, Q-faktor kola se smanji, što dovodi do smanjenja amplitude oscilovanja (2. na slici 11). Budući da rezonancije dolaze u razmacima koji su reda od 1 do 20ms, što je mnogo kraće od vremena relaksacije, ona se svaki put realizuje u uslovima praktično nulte longitudinalne i maksimalne transverzalne magnetizacije i gotovo izjednačenih populacija te snaga oscilatora ne sme da bude prevelika da ne bi došlo do saturacije i da se signal ne bi smanjio do nivoa šuma. Amplitudski demodulisan RF signal pokazuje tipične apsorpcione rezonantne linije, ali posle NF pojačanja i priličan šum (3. na slici 11) koji se uskopojasnim filtriranjem može bitno smanjiti. No ovo istovremeno i

diferencira signal pretvarajući ga u bipolarnu formu (4. na slici 11). Ovaj signal se može posmatrati na osciloskopu kome je vremenska baza pogodno izabrana.

Kao jezgra koja na ovom uređaju dobro rezoniraju mogu se koristiti prvenstveno vodonik (proton) i fluor. Obična voda ima T_1 i T_2 od oko 3.5s što je vrlo dugačko te je NMR signal protona iz vode slab. Relaksacione vremena mogu se bitno skratiti rastvaranjem male količine paramagnetne soli (recimo niki-sulfat i sl.) što znatno pojačava signal (takva se voda zove "relaksirana"). Protoni se u,



recimo, alkoholu (CH_3CH_2OH) nalaze u tri raznovrsna okruženja, a time i u malo različitim lokalnim poljima pa su im i rezonantne frekvencije malo različite (to je tzv. hemijski pomak), ali se to u uređajima niske rezolucije ne može videti (to je inače osnova primene u hemiji i strukturnim problemima). Glicerini $[C_3H_5(OH)_3]$ daje dobre protonske NMR signale. Fluor u teflonu (sintetički polimer tetrafluor-etilena) je amorfna supstanca i daje zadovoljavajuće NMR signale.

Predloženi zadaci u vežbi su:

1. Koristeći NMR signal protona u glicerinu i njegov poznat magnetni moment odrediti indukciju stalnog magneta, B_0 . Prokomentarisati tačnost rezultata. Zašto frekvencometar ima $3\frac{1}{2}$ cifre?
2. Koristeći ovu vrednost polja, po NMR fluora u teflonu odrediti magnetni moment jezgra fluora. Uporediti rezultat sa Šmitovom jednočestičnom vrednošću. Da li je fluor dobro shell-modelsko jezgro?

3. Proceniti širinu apsorpcione linije NMR i relaksaciono vreme T_2 . Može li se odatle proceniti i homogenost polja B_0 ?
4. Ispitati zavisnost intenziteta NMR signala protona u vodi od koncentracije paramagnetne soli. Prokomentarisati zavisnost.
5. Odrediti veličinu modulacije magnetnog polja, B_M^{\max} , za nekoliko različitih vrednosti naizmenničnog modulacionog napona. Šta se može reći o osetljivosti NMR u ovoj izvedbi kao senzora za merenje magnetne indukcije?
6. Prokomentarisati zašto teška voda sa ovim aranžmanom ne daje signal. Kolika čistoća teške vode se može odrediti ovim uređajem, tj. koliku najmanju količinu protonskih spinova možemo opaziti?