

5. ДИЈАГНОСТИЧКИ СИСТЕМ СА НУКЛЕАРНОМ МАГНЕТНОМ РЕЗОНАНСОМ

Нуклеарна магнетна резонанса – *NMR*(Nuclear Magnetic Resonance) је појава резонансе атомског језгра које ротира у јаком магнетном пољу под дејством спољашњих електромагнетних таласа.

Дијагностички систем са нуклеарном магнетном резонансом представља скуп уређаја за снимање унутрашњих органа и ткива организма који користи јако магнетно поље реда 1 до 3 тесла и електромагнетне таласе од 20 до 100 мега херца.

Дијагностички НМР систем се често из маркетиншких разлога назива систем за одсликавање помоћу магнетне резонансе MRI (Magnetic Resonance Imaging). Избегава се реч "нуклеарна" јер асоцира на појаву распада језгара и опасно зрачење радиоактивних материјала за нуклеарне електране и бомбе. У случају дијагностичког НМР система осцилују језгра атома органских ткива и не постоји радиоактивно распадање.

Појаву магнетне резонансе објаснио је физичар Исак Раби 1939. године и за доказе на примеру молекулу водоника добио Нобелову награду 1944. године. Десет година касније, два америчка физичара **Edvard Purcell** и **Felix Bloch** добили су Нобелову награду јер су приказали како НМР може бити коришћена код испитивања атомског језгра.

Седамдесетих година двадесетог века почиње успешна примена НМР у биолошким и медицинским истраживањима. Развоју теорије и технологије НМР доприносе нове методе претварања аналогне у дигиталну слику, као и напредак молекуларне биологије и медицине, и потребе ових наука за методама које могу да пруже податке на молекулском, односно атомском нивоу. У раним 70-им, истраживачи су открили да сигнали магнетне резонансе које одаје тело могу дати индикације о болести. Од великог значаја је сазнање да може бити детектован канцерозни процес без експлоративне хирургије. **Pol Loterber**, професор хемије и истраживач на институту за радиологију на Државном Универзитету у Њујорку, довео је ову теорију још један корак даље. Комбинујући познавање компјутерске томографије и сигнала неуклеарне магнетне резонансе израчунао је могућност прављења слике анализираних материјала. Loterber је 1973. године успео да синтетише прву слику на основу магнетне резонансе воде у епрувети и од тада почиње интензиван развој визуализације помоћу нуклеарне магнетне резонансе.

Данас се у медицинским истраживањима и дијагностици користе спектроскопија, односно спектрометрија и томографија на бази нуклеарне магнетске резонансе.

НМР спектроскопија је метода за истраживање структуре и особина система малих димензија, од 1 до 10 mm³. Овом методом детектују се величине које су резултат интеракције стимулираних "магнетских" језгара са њиховом околином у испитиваним системима као што је крвни серум, здраво ткиво, ткиво малигног или бенигног тумора.

НМР томографија је метод осликовања нехомогених сложених система (пресека главе човека, трбушне дупље, торакса (грудни кош), срца итд.) углавном "ин виво". НМР томографија даје слику просторне локације стимулираних језгара помоћу "дешифровања" емитованог сигнала, тј. директно синтетизује просторну слику за било који жељени пресек.

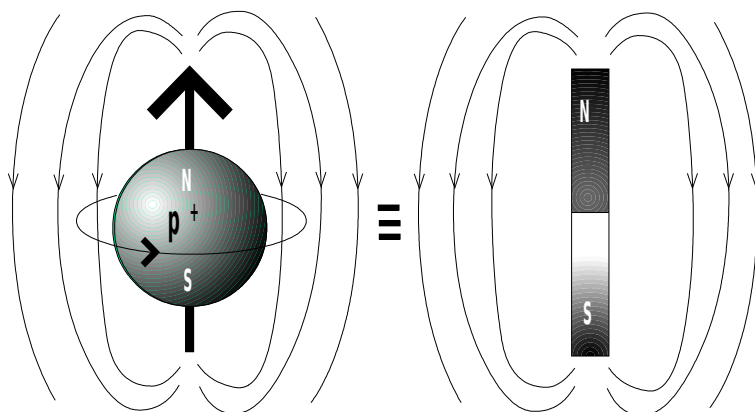
Први НМР уређаји користили су магнетну индукцију од 0,15 Т до 0,30 Т, док су данас у клиничкој употреби апарати са до 2Т, што је 20 000 пута јаче од магнетног поља Земље.

5.1. Физичке основе нуклеарне магнетне резонансе

Кретање је једно од основних својстава материје, а обртање, односно ротација основно својство како микро честица тако и космичких тела и система.

Ротација елементарних честица: протона p^+ , електрона e^- и неутрона n и квантних система: атомског језгра, атома и молекула назива се **момент импулса** или **спин**. Спин квантног система је резултујући спин свих елементарних честица које га сачињавају.

Свако наелектрисање које се креће у простору, било оно позитивно или негативно, представља извор магнетног поља. Јачина овог поља зависи од брзине честица и количине наелектрисања коју она поседује. Позитивно наелектрисање протона није велико али се он великом брзином обрће око своје осе стварајући мало, приметно магнетно поље, како је приказано на слици 5.1.

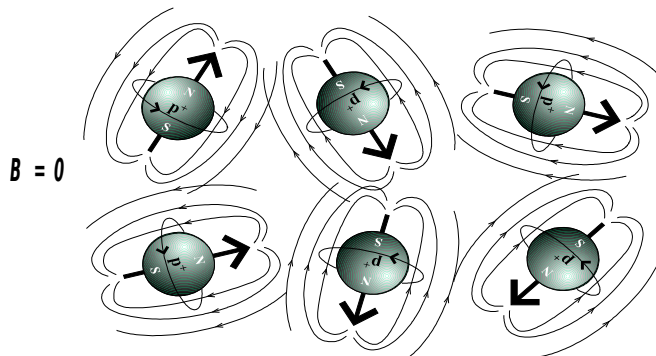


Сл.5.1. Магнетно поље обртног нуклеона еквивалентно је пољу елементарне магнетне шипке

Јачина нуклеарног магнетног момента није иста за сва језгра и од ње зависи могућност њихове детекције, односно осетљивост НМР система на испитивано језгро.

НМР уређајима региструју сигнали који потичу управо од воденикових језгара-протона. Вода и масти су богати извори протона, а познато је да су ове две материје најзаступљеније у људском организму.

Спин атомског језгра зависи од броја протона и броја неутрона у језгру и њиховог збира, односно. масеног броја језгра. **Атомска језгра која имају спин, поседују и магнетски момент и понашају се као мали магнетски диполи.** Код језгара са парним бројем протона и неутрона резултантни магнетизам је једнак нули, док језгра са непарним бројем протона или неутрона поседују нуклеарни спин и представљају елементарни магнетни дипол.



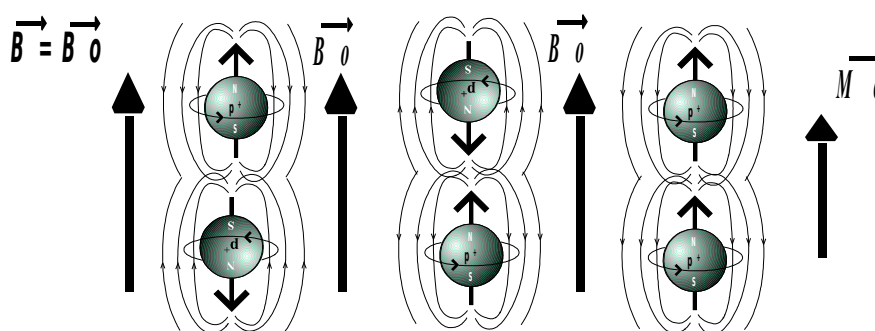
Сл. 5.2. Хаотичан распоред магнетних момената језгара водоника

Језгро водоника је најједноставније и састоји се од само једне елементарне честице, једног протона. Основне особине протона поред сопствене масе су позитивно наелектрисање и спин.

У слободном стању, без утицаја спољашњег магнетног поља индукције $B=0$, укупан магнетски момент система атомских језгара је нула, јер су магнетски моменти и спинови распоређени хаотично, као на слици 5.2.

5.1.1. Интеракција језгра атома и јаког спољашњег магнетног поља

Постављањем система атомских језгара у јако спољашње магнетско поље индукције B_0 , долази до оријентације елементарних магнетских момената према спољашњем пољу, сагласно законима електромагнетике. Већина протона тежи да сопствени магнетни момент окрене у смеру спољашњег магнетног поља, док ће остатак протона бити окренут у супротном смеру, као на слици 5.3.



Сл. 5.3. Оријентација сопствених магнетних момената протона према спољашњем магнетном пољу и резултујући мрежни магнетни момент M_0

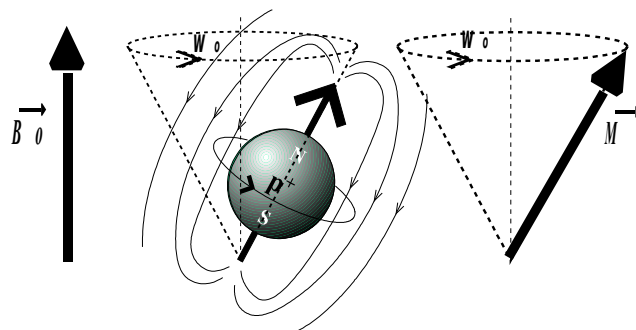
Могуће су обе оријентације сопствених магнетних момената протона. Протони усмерени у складу са спољашњим пољем, што се назива *паралелна оријентација*, заузимају ниже енергетско стање, са спином чија се вредност означава са $+1/2$. Више енергетско стање заузимају протони са спином означеним са $-1/2$, оријентисани у супротном смеру од вектора B_0 и то је такозвана *антипаралелна оријентација*.

Спинови супротно оријентисаних протона, са антипаралелном оријентацијом, међусобно се компензују, јер простим сабирањем вредности њихових спинова добија се нула - нема спина, што је илустровано на слици 5.3 првим и другим паром нуклеона. На собној температури постојаће одређени број протона са паралелном оријентацијом, што је представљено трећим паром нуклеона на слици 5.3, па је *резултујући магнетни момент скупа* M_0 усмерен у смеру спољашњег магнетног поља B_0 .

Са повећањем спољашњег поља, повећава се и енергетска разлика ΔE између нивоа вишег и нижег енергетског стања, као и вишак протона у паралелној позицији. Статистика каже да у мноштву од 2 милиона језгара у спољашњем пољу индукције $B_0=1,5 \text{ T}$, какво се примењује у савременим НМР скенерима, само 9 протона представља некомпензован вишак. Повољна је, међутим, чињеница да у елементарној запремини – *вокселу*, која одговара једној тачки слике-*пикселу*; при $B_0=1,5 \text{ T}$ има око 6 милиона билиона некомпензованих протона - језгара у паралелној позицији са спољашњим магнетним пољем. Пракса показује да је овај број сасвим довољан да се може измерити, меморисати и касније као податак прочитати овако усмерено магнетно поље воксела.

5.1.2. Осциловање језгра у магнетном пољу око сопствене осе спина

Обртање усмереног протона у спољашњем магнетном пољу је нешто сложеније од слободног обртања око сопствене осе спина када нема спољашњег поља. Обртање нуклеона у присуству спољашњег магнетног поља може се упоредити са ротирајућом чигром - жироскопом у гравитационом пољу.



Сл. 5.4. Приказ прецесионог кретања протона у присуству магнетног поља

Без трења или неких других ометајућих сила, обртање протона остаје константно, а сопствено магнетно поље усмерено у правцу главног магнетног поља. Комбинацијом обртања и магнетног поља настаје ротација у облику конуса – **прецесија**, што илуструје слика 5.4.

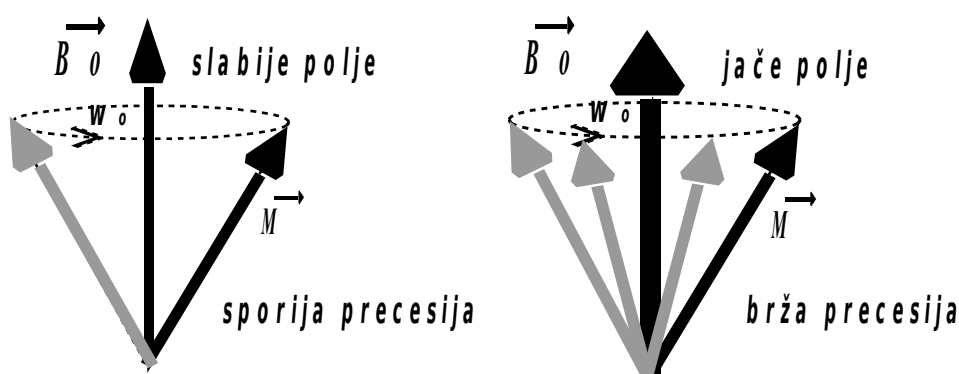
Прецесија око правца употребљеног магнетног поља врши се са карактеристичном учестаношћу ω_0 директно пропорционално са јачином магнетног поља, што се изражава једначином:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

где је:

ω_0 - прецесиона, резонантна или Ларморова фреквенција

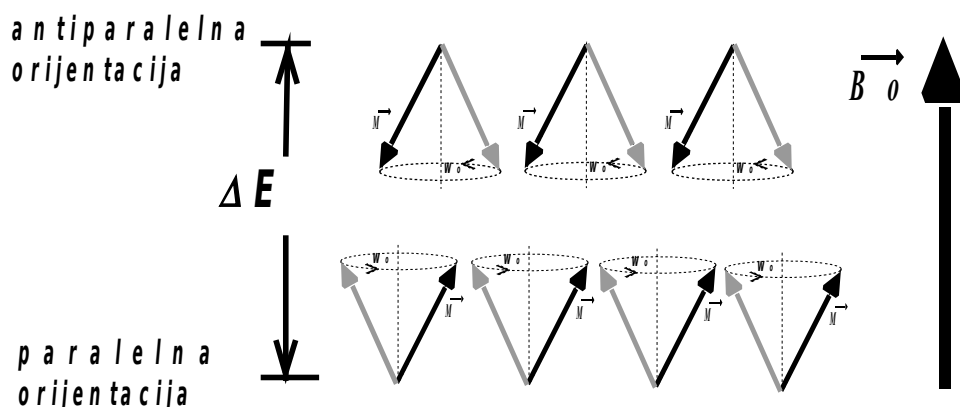
γ - жиромагнетна константа, јединствена за сваки атом.



Сл. 5.5. Ларморова резонантна учестаност прецесије протона ω_0

У клиничким НМР- системима, примењено магнетно поље је јачине од 0,05 Т до 2 Т, па је резонантна фреквенција водениковог језгра - протона у опсегу од 2,13 MHz до 85 MHz.

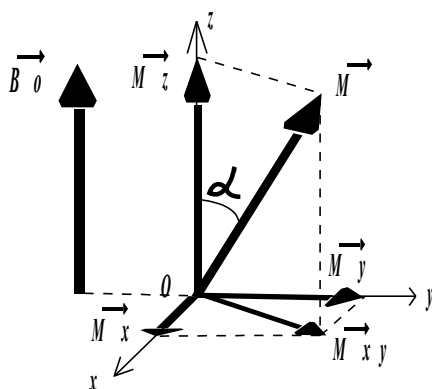
Као што је већ речено, број магнетних дипола са прецесијом око правца који је паралелан пољу B_0 у смеру свог поља је већи од броја дипола који прецесирају у антипаралелној оријентацији која одговара вишем енергетском стању.



Сл. 5.6. Уређено кретање у присуству спољашњег магнетног поља

Резултат оваквог стања је макроскопска магнетизација, која се класично приказује као **вектор магнетног момента M** и представља збир свих појединачних вектора нуклеарних магнетних дипола садржаних у посматраном систему. Макроскопска нуклеарна магнетизација M заклапа извесан угао са правцем поља B_0 и прецесује истом фреквенцијом као и појединачни нукларни магнетни моменти.

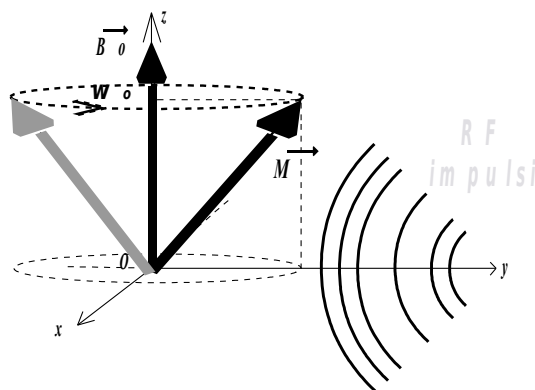
Ako se u izabranom koordinatnom sistemu pravac konstantnog magnetnog polja na ekranu na ekranu B_0 poklapa sa z -osom, vektor magnetizacije, M koji zaklapa konstantan ugao α sa z -osom i može se razložiti na tri komponente: M_x , M_y i M_z . Komponenta M_z je tada paralelna pravcu magnetnog polja B_0 , zbog čega je nazvana *nuklearna longitudinalna magnetizacija M_z* . Komponente M_x i M_y su normalne na pravac polja B_0 , a njihova rezultanta u xy -ravni se naziva *transverzalna magnetizacija M_{xy}* .



Сл. 5.7. Вектор магнетног момента M

Компоненте лонгитудиналне M_z и трансверзалне M_{xy} магнетизације ротирају око правца магнетног поља B_0 истом фреквенцијом као и појединачни магнетни диполи, тј. као и магнетизација M .

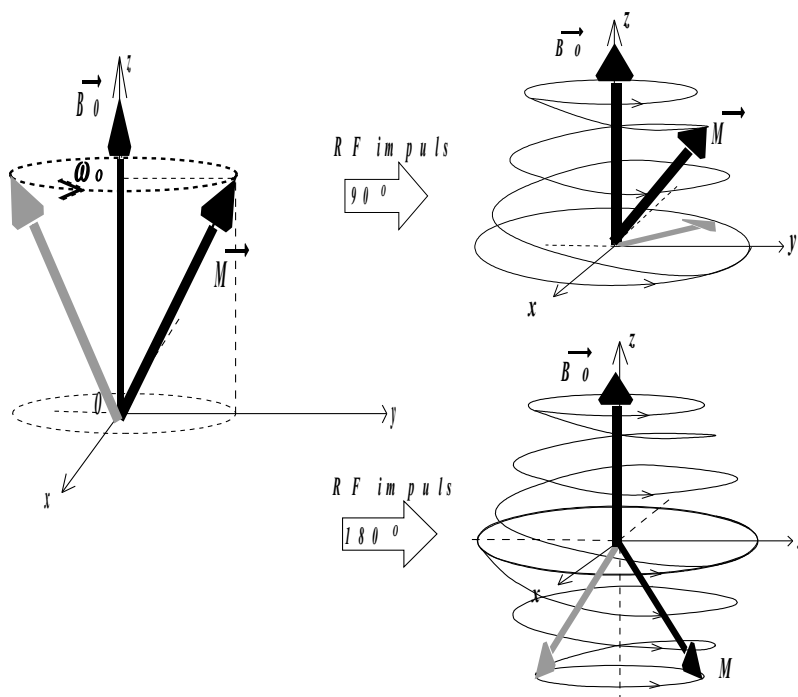
Правац и смер вектора магнетизације \mathbf{M} могуће је мењати ако се на систем делује електромагнетним таласима малог интензитета у правцу који је нормалан на константно магнетно поље \mathbf{B}_0 и \mathbf{M}_z компоненту.



Сл. 5.8. Правац дејства електромагнетних таласа у односу на вектор магнетизације \mathbf{M}

Примена електромагнетних таласа практично се врши импулсима електромагнетних таласа, који леже у области радиоучестаности, па се зато и називају радиофреквентни или **RF-импулси**.

Метода **NMR** система се састоји у томе да се применом **RF**-импулса индукују преласци између енергетских стања протона, при чему протони апсорбују део енергије електромагнетног таласа. Ако је учестаност примењених RF импулса једнака учестаности појединих магнетних дипола, тј. учестаности прецесије магнетизације ω_0 , онда је апсорбована енергија РФ импулса довољна да се савлада разлика енергије ΔE између енергетских стања посматраног система, протони прелазе са нижег на више енергетско стање, тј. настаје резонанција. Енергетска стања су сликовито приказана на слици 5.8.



Сл. 5.9. Утицај одговарајућег **RF** импулса на правац и смер вектора магнетизације \mathbf{M}

Радиофреквентни импулс се карактерише величином угла за који заокреће вектор магнетизације. Тако импулс од 90° заокреће магнетизацију за 90° , док импулс од 180° врши заокретање за 180° .

Импулс од 90° вектор магнетизације спирално заокреће према xOy -равни, при чему трансверзална магнетизација M_{xy} достиже своју максималну вредност, а лонгитудинална компонента M_z се практично потпуно изгуби.

Импулсе од 180° као последицу има промену смера вектора M у односу на првобитни равнотежни положај и одговара потпуном преласку протона са нижег на више енергетско стање.

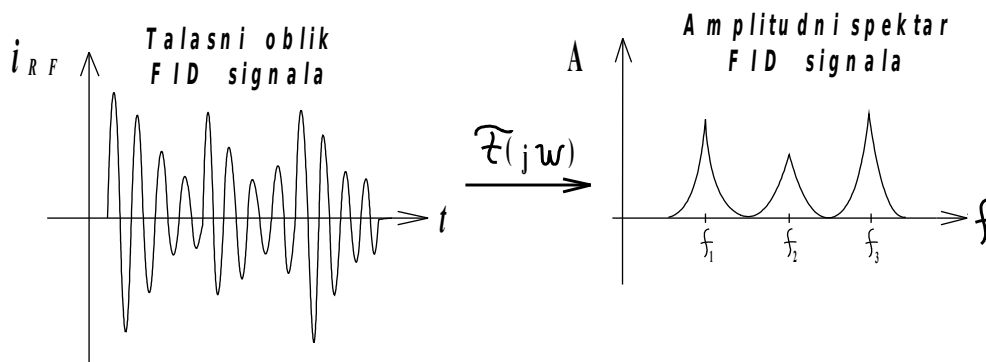
5.1.3. FID сигнал

FID сигнал представља електромагнетни RF импулс који генеришу језгра када се после престанка дејства спољних RF импулса од којих су примила енергију спонтано враћају у равнотежно стање и у процесу *опadaња слободне индукције* – **Free Induction Decay** реемитују примљену енергију.

У константно магнетно поље B_0 смешта се антена (у облику калема) у чије се средиште поставља испитивани субјект. Антена се напаја из извора **RF** импулса и емитује импулсе електромагнетних таласа у правцу који је нормалан на константно магнетно поље B_0 и M_z компоненту, као што је већ објашњено.

По престанку дејства сваког од RF импулса, истом антенном се региструје сигнал опадања слободне индукције и то на истој учестаности на којој су били емитовани импулси побуде - Ларморове учестаности. Интензитет **FID** сигнала се експоненцијално смањује током времена (види презентацију, поглавље *Основе NMR система*).

У општем случају, FID сигнал има сложени таласни облик у којем су присутне различите фреквенције магнетизације.



Сл. 5.10. Сложени FID сигнал

5.2. Основе за формирања слике на основу појаве НМР

Ротација протона – спин је основа физичка појава на основу које је могуће добити слике NMR системима. Овај феномен осим протона показују и многа друга језгра која су природни изотопи елемената који се налазе у човечјем телу, као што су фосфор ^{31}P , угљеник ^{13}C , итд. Ради се о језгрима која имају непаран број било протона или неутрона који им ствара мало магнетно поље окарактерисано нуклеарним

магнетним моментом. У спољашњем стационарном магнетном пољу таква језгра интерагују са тим пољем, што резултује тенденцијом тих језгара да се оријентису у његовом правцу. У спољашњем магнетном пољу језгра односно вектор њиховог магнетног моментног поља прецесира око правца тог поља одређеном учестаношћу.

Процес формирања слике пресека тела заснива се на следећим физичким основама.

1. Брзина прецесије (кружна учестаност) језгра у магнетном пољу је пропорционална јачини магнетног поља карактерисаног магнетном индукцијом B_0 . B_0 је вектор магнетне индукције спољашњег и он линеарно утиче на брзину прецесије. Ларморова фреквенција је различита и зависи од нуклида. Ове фреквенције су у домену радио фреквенција (RF) за поље индукције од 1 Т што се види из следеће табеле.

Језгро	$\omega_0/2\pi$ (MHz)
^1H	42,57
^{13}C	10,71
^{31}P	17,24

2. Јачина нуклеарног магнетног момента није иста за сва језгра и од ње зависи могућност њихове детекције, односно осетљивост НМР система на та језгра. У табели је дата релативна осетљивост према водонику за исти број језгара у истом магнетном пољу. Обзиром на много већу осетљивост протона према осталим језгрима са НМР уређајима се региструју сигнали који од њих потичу.

Језгро	Релативна осетљивост
^1H	1.000
^{13}C	0.016
^{31}P	0.066

Изван магнетног поља нуклеарни магнетни моменти су статистички оријентисани у свим могућим правцима и резултантно поље једнако је нули.

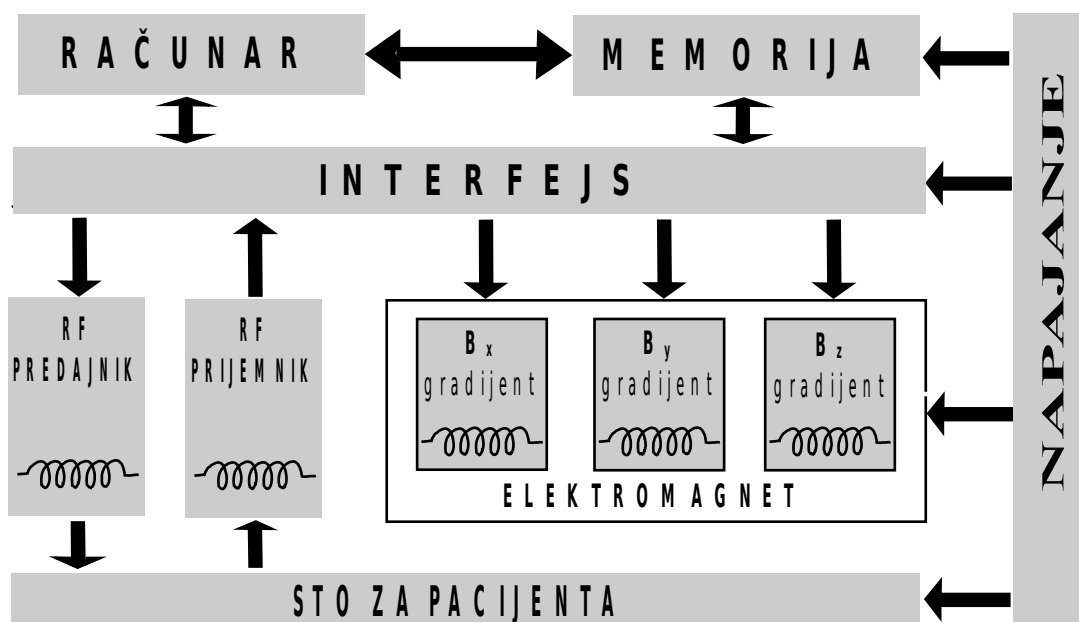
3. Под дејством спољашњег магнетног поља магнетни моменти се уређују и успоставља се нуклеарна магнетизација M_z у смеру и правцу спољашњег магнетног поља.
4. Језгро, прецизније његов позитивно наелектрисани протон, не емитује енергију када је његов спин у равнотежи са спољним магнетним пољем, односно у његовом је правцу и смеру. Енергија везана за прецесионо кретање језгра је у основи потенцијална енергија. Енергија се емитује тек када се језгро избаци из равнотеже и када је вектор магнетног момента под одређеним углом у односу на спољашње магнетно поље.
5. Деловањем са импулсима из радиофреквенцијског предајника на језгра која су већ подвргнута дејству спољашњег јаког једносмерног магнетног поља и која се налазе у основном енергетском стању тада ће та језгра апсорбовати енергију РФ импулса и прећи у више енергетско стање. До таквих прелаза ће интензивно доћи ако је фреквенција RF поља иста као Ларморова фреквенција. Тада долази до резонанције језгара и спољашњег магнетног поља. Отуда и назив нуклеарна магнетна **резонанса**.
6. Моменти који предју у виши енергетски ниво заузимају антипаралелну оријентацију са спољашњим магнетним пољем. Тада долази до смањења нуклеарне магнетизације у z -правцу и до истовременог пораста магнетизације у x и y -равни.
7. После престанка дејства RF импулса, побуђена језгра ће почети да губе енергију и да се враћају у основно енергетско стање процесом релаксације. Прелаз из вишег у ниже енергетско стање има за последицу емисију RF сигнала и то на истој фреквенцији која је изазвала побуду – Ларморовој фреквенцији. Са енергетског становишта се може рећи да долази до реемитовања енергије. Ова енергија емитована у виду електромагнетних таласа се може детектовати у намотајима пријемног калема. Сигнал регистрован у том калему се назива FID сигнал (Free induction Decay).

8. Контролисано променом спољашњег магнетског поља могуће је контролисано мењати прецесију језгра у различитим просторним тачкама. Учестаности осциловања језгара зависе од интензитета резултантне магнетне индукције у запремини у коме се језгра налазе . До екситације долази само код оних језгара која имају исту учестаност као и учестаност сигнала из спољашњег RF предајника, док остала неће бити активирана. Само део простора објекта ће садржати језгра која су прешла у више енергетско стање и из тог дела ће FID процесом бити реемитован РФ сигнал који се може детектовати антеном RF пријемника. Просторна промена магнетног поља се реализује градијентним системом који омогућава промену основног, статичког магнетног поља у сва три правца x , y и z правцу принципом суперпозиције. На сонову Спољашње градијентно поље дефинише локацију језгара која осцилују. На основу тога одређују се координате анализиране запремине односно тачке на НМР слици, док се на основу FID сигнала одређује осветљај елемената слике.

5.3. Основна конфигурација NMR система

До данас је развијен велики број различитих НМР система чије су карактеристике прилагођене специфичним захтевима појединих корисника али сви садрже следеће основне компоненте:

- магнет са системом завојница
- сто за пацијента
- три градијентне завојнице са струјним напајањем за x , y и z - координате
- RF примопредајни систем
- рачунарски систем са три процесора
- конзола за управљање и конзола за избор опција (интерфејс)
- систем за документацију (меморија).



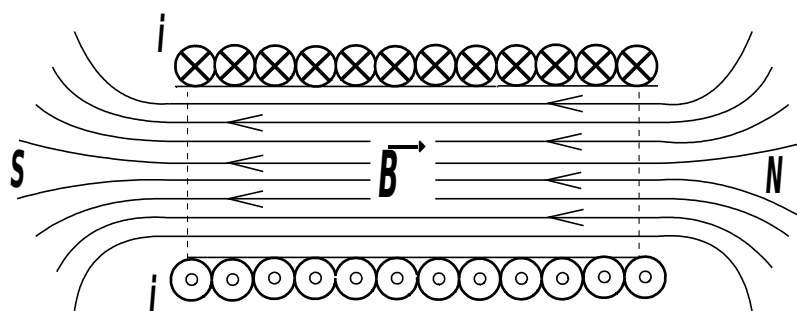
Сл. 5.11. Поједностављена блок шема NMR система

За сваки од ових подсистема, на располагању су специфични параметри различите опције и перформансе. Постоји могућност промене времена скенирања, просторне резолуције, односа сигнал/шум, контраста итд.

Магнет јаког једносмерног магнетно поље

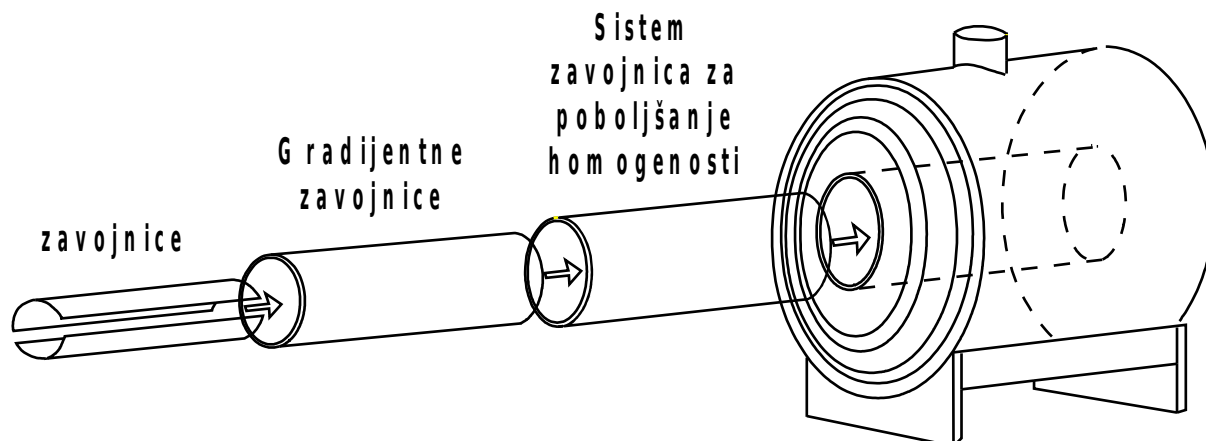
NMR систем садржи снажни електромагнет који генерише веома јако униформно статичко магнетно поље јачине реда тесла. На поље снажног магнета суперпонирају се градијенти магнетног поља и импулси радиофреквенција. На основу одзива који се добија деловањем ових поља на организам синтетише се НМР слика пресека.

За генерисање јаког магнетног поља потребна је велика струја кроз намотаје електромагнета. Услед отпорности проводника са струјом долази до загревања проводника и ослобађања велике количине топлоте. Једно од решења овог проблема је коришћење суперпроводних материјала за израду проводника, као што је niob-titanijum NbTi који показује суперпроводне особине на температури од $T = -264^{\circ}\text{C}$. Намотаји се зато хладе течним хелијумом и течним азотом. Течности за хлађење непрекидно циркулишу одржавајући приближно константну температуру у систему да не би временом дошло да кључања.



Сл. 5.12. Хомогено поље унутар завојнице електромагнета

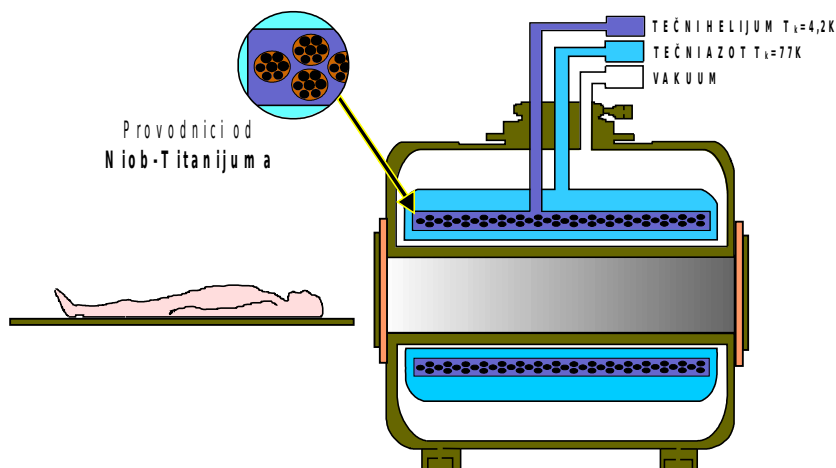
Течни хелијум под атмосферским притиском кључа на 4,2 К, а течни азот на 77 К. Смањењем притиска, тачка кључања хелијума може бити смањена на 2,3 К ($-275,3^{\circ}\text{C}$), што побољшава перформансе суперпроводних жице и омогућава стварање врло јаких магнетних поља. Овакав магнет доспео је на тржиште крајем 1999. године и способан је да генерише магнетно поље јачине до 2,5 Т. Јако поље је неопходно ако се применом нуклеарне магнетне резонансе посматра спектроскопски састав појединих ткива, а за снимање појединих органа довољна су и много мања поља (између 0,5 Т и 1 Т). Ови магнети имају релативно велике димензије и праве се у облику цеви, тако да се објекат посматрања помера у унутрашњости магнета.



Сл. 5.13. Распоред завојница суперпроводног магнета

8.3.1. Сто за пацијента

За време испитивања пацијент се поставља на сто за пацијента, који може да се електронски помера у хоризонталном и вертикалном правцу. Потребно је довести део тела који се скенира у центар мерног магнетног поља, где је и остварена највећа хомогеност поља.



Сл. 5.14. Позиционирање пацијента

5.3.3. Систем за генерисање градијената магнетног поља

Систем за генерисање градијената магнетног поља садржи три калема који генеришу просторно и временски променљиво магнетно поље унутар објекта који се снима и омогућава, заједно са главним магнетним пољем и РФ сигналом, локализацију НМР сигнала у простору. Контрола тога поља се обавља споља помоћу рачунара. *Градијент* представља промену магнетног поља од слабијег ка јачем дуж једне димензије пацијента. Калемови који генеришу градијентно магнетно поље означавају се са x-градијент, у-градијент и z-градијент.

Јединица у којој се изражава промена магнетног поља је mT/m и за интензитет главног поља од 0,5 Т, вредности градијента крећу се од 10 mT/m до 50 mT/m , у зависности од начина формирања слике.

Када је градијент суперпониран постојећем статичком магнетном пољу, резонантна фреквенција протона се мења дуж градијента у складу са локалном резултантом магнетног поља и градијента. Фреквенција протона зависи од положаја у простору дуж осе по којој је примењен градијент. На пример, за снимање главе пацијента, један слој може да се изабере укључивањем градијента магнетног поља од врата ка врху главе. Положај слоја дуж градијента је одређен централном компонентом из спектра РФ импулса. Ниже фреквенције се бирају за површине слика ближе врату, а више фреквенције за слике слојева ближе врху главе (*vidi prezentaciju, poglavlje Konfiguracija NMR sistema*).

8.3.4. RF примопредајни систем

RF примопредајни систем се састоји из РФ предајника и пријемника и има функцију да генерише и детектује РФ сигнале. РФ завојнице, смештене у центру магнета у унутрашњости канала, емитују радиофреквентне импулсе из РФ предајника. РФ импулси побуђују протоне у посматраном делу тела који их апсорбују а затим поново емитују на карактеристичној учестаности. Ова реемитована РФ енергија прима се РФ пријемником, појачава, узоркује, кодује и дигитализује, а затим даље обрађује у циљу добијања НМР слике. Предајне завојнице су велике са високом РФ униформношћу као и малим Q-фактором што је погодно за широкопојасну екситацију. Када је реемитован сигнал детектован пријемном завојницом, после појачања, он се одузима од референтног сигнала на Ларморовој фреквенцији. На овај начин, примљени сигнал се транслира по фреквенцији из опсега од неколико десетина MHz у опсег реда kHz.

РФ пријемник детектује и обрађује сигнал емитован из језгара испитиваног ткива. Садржи антену коју чини пријемни калем, мрежа за прилагођење, претпојачавач, квадратурни детектор фазе и аналогно-дигитални конвертор. Антена обично опкољава објекат, сакупља флукутације густине нуклеарног магнетног момента и конвертује их у електромоторну силу. Мрежа за прилагођење спаја пријемни калем са претпојачавачем. Циљ је да се пренесе максимална могућа енергија. Претпојачавач мора бити нискошумни. Једини његов утицај на сигнал је да мења K и да мења фазу ф. Пријемна завојница је заштићена од утицаја радио таласа изван NMR система и обично се смешта у Фарадејев кавез, што позитивно утиче на однос сигнал/ шум. Један од значајних извора шума је сам пацијент, па је веома важно да се оптимизира интерфејс између машине и пацијента- пријемна завојница.

5.3.5. Операторска конзола

Операторска конзола садржи рачунар, меморију, монитор и тастатуру. Рачунар код НМР система се састоји од три процесора. Први служи за управљање и синхронизацију рада целог система, други за планирање поступка скенирања и трећи за синтезу НМР слике уз сложена математичка израчунавања заснована на Фуријеовој анализи сигнала.

НМР слика се приказује на монитору, а у дигиталном облику се подаци о елементима слике чувају у систему за документацију којег чине разни стационарни и преносиви меморијски уређаји.

5.4. Синтеза НМР слике и преглед пацијента помоћу NMR система

Синтеза НМР слике се заснива на основу градијената магнетног поља и FID сигнала. Слика се састоји од елемената слике – пиксела који су дефинисани својим координатама и осветљајем. Координате пиксела се одређују на основу пресека градијената магнетног поља а осветљај на основу FID сигнала.

Интензитет резултантног вектора магнетног момента ***M*** посматраног воксела одређује интензитет за одговарајући пиксел НМР слике. Слика у НМР систему се приказује на екрану монитора, а резолуција слике се дефинише као производ укупног броја пиксела који улазе у састав једне хоризонталне линије НМР слике и укупног броја хоризонталних линија које чине НМР слику.

Преглед пацијента помоћу НМР система одвија се по одређеној процедури: укључивање система, провера исправности, провера индикатора сигурности и односа сигнал/шум, припрема пацијента, позиционирање пацијента, вршење прегледа, извођење пацијета, провера сигурносних индикатора и искључивање система.

Процедура укључивања система подразумева укључења самог апарата и компјутерског система за управљање радом свих елемената НМР система. Особље добија податке о исправности елемената система, врши проверу индикатора на систему за хлађење, проверу нивоа течности за хлађење, проверу система градијентних завојница и напајања уређаја. Преглед не сме бити извршен ако је било која компонента неисправна.

Мерење односа сигнал/шум је рутински део процедуре и ако су односи задовољавајући прелази се на припрему пацијента.

Припрему пацијента врши радиолошки техничар који проверава да ли постоје евентуалне контраиндикације за преглед, обавештава лекара и објашњава пацијенту ток прегледа. У зависности од регије снимања приступа се постављању РФ завојнице и позиционирању пацијента. Постоје завојнице које предају и примају сигнале (завојница за тело и главу) и завојнице које само примају сигнал (завојница за кичму и екстремитете), а предајник је завојница за тело.

По завршеном позиционирању врши се фино подешавање завојница (ручно или аутоматски), а затим се приступа регистровању пацијента (унос његових личних података). По завршетку припремних радњи приступа се самом прегледу.

Лекар и радиолошки техничар воде преглед и одређују параметре снимања. Преглед се води са управљачке конзоле на којој се налазе монитор и тастатура помоћу којих се врши дијалог са рачунаром који управља радом НМР система. Осим основних параметара снимања (временских интервала TR I TE) програмски се задају и следећи параметри који утичу на квалитет слике и дужину прегледа:

- дебљина и број слојева
- размак између слојева
- директно увећање (зоом)
- димензије матрице слике
- број понављања секвенце
- оријентација пресека у 3Д - координатном систему

Дебљине пресека на НМР апаратима могу бити веома мале (око 1 мм) и могу се урадити без размака, покривајући целу испитивану запремину чак и врло ситних органа (код снимања хипофизе - жлезде са унутрашњим лучењем, величине коштице трешње, која се налази на дну међумозга). Могуће су и велике дебљине пресека (око 20 мм) са великим размаком (код снимања абдомена - трбушне дупље).

NMR апарат пружа могућност извођења мултипланарних пресека, увећања слике, маркирања, мерење дужине, површине, запремине, итд. Дужине прегледа и квалитет слике су у директној пропорцији а одређивањем димензија матрице и броја понављања утичемо на квалитет и резолуцију слике. Када се подесе сви параметри, помоћу рачунара се изврши трансфер података NMR систему и изврши подешавање фреквенције предајника и пријемника. Када радиолошки техничар изврши сва подешавања, стартује се секвенца и чека крај мерења уз праћење понашања пацијента на монитору и кроз заштитно стакло.

У првом мерењу изводи се прегледна секвенца, која кратко траје и на њој се врши планирање прегледа. Преглед планира лекар на основу предходних налаза и одређује тип и оријентацију нове радне секвенце. Преглед се обавезно изводи у више равни да би се патолошки процеси у организму приказали веродостојно и прецизно. Цео преглед траје у просеку око 20 минута.

По завршеном мерењу, компјутер изводи синтезу слика, смешта их у дигиталну меморију и припрема за даљу обраду. Затим се приступа прегледу слика и пребацивању на филм или диск. Филмове са описом налаза лекара добија пацијент. Слике се могу пребацивати на оптички диск ради архивирања неопходног за научно-истраживачки и стручни рад.

По завршетку рада НМР апарата, поново се проверавају сигурносни индикатори и приступа "спуштању" система. Искључивање елемената система се врши обрнутим редоследом од укључивања уз стриктно придржавање процедуре искључивања из безбедносних разлога.

Сложеност ових поступака условљена је високом технологијом, а највише квалитетом софтверских решења у НМР систему. Осим техничких карактеристика, успешност прегледа зависи од особља, чија стручна и техничка оспособљеност мора бити на највишем нивоу.

Мере заштите код НМР преглед се разликују од заштите код осталих метода у радиологији, јер не постоји директна опасност од самог прегледа (Х-зрачења код Рендген-апарата), али постоји опасност од јаког статичког магнетног поља.

Магнетно поље привлачи феромагнетне предмете и може нанети механичка оштећења услед кретања истих (метални импланти и пројектили). Није примећен утицај јаког магнетног поља на проводност нерава и функцију срца. Радиофреквентно поље при рутинским прегледима може изазвати локално загревање у слабо прокрвљеним ткивима.

На основу досадашњих клиничких искустава није утврђено ни једно штетно дејство НМР прегледа, али се преглед не може обавити без опасно код пацијената:

- са уграђеним пејсмејкером
- са металним (феромагнетним) имплантима
- са уграђеним инсулинским и уролошким пумпама
- са страним металним телима (шрапнелима)
- трудница (до трећег месеца трудноће).

Ради личне безбедности пацијента и особља, у НМР-салу не смеју се унети следећи предмети:

- слушни апарат
- метални предмети (наочари, шнале, значке, кључеви, ситан новац и сл.)
- лакирана коса, шминка

Осим наведеног, проблем може представљати и клаустрофобија, јер је НМР апарат најчешће у облику цеви пречника око 60 cm, дужине и до 2 m. У циљу олакшавања прегледа, користе се специјалне наочаре са слушалицама помоћу којих пацијент може

да прати одговарајући аудио-визуелни програм и обезбеђује се директан контакт особља са пацијентом.

NMR апарат је сложен и скуп уређај који захтева посебне техничке услове за рад као и посебне мере заштите. Потребна је посебна просторија у Фарадејевом кавезу заштићена од утиваја електромагнетних таласа.

NMR систем је опремљен одговарајућим индикаторима чији светлосни и звучни сигнали упозоравају на евентуалне неисправности. Одређена техничка решења заштите појединих делова NMR апарата и болесника су софтверски решена. Сваки NMR систем има софтверску баријеру, која спречава убацивање превелике количине RF енергије која би при апсорпцији од стране тела пацијента могла изазвати феномен микроталасне пећнице. Дозвољена количина ове енергије прописана је законом.

5.5. Предности примене и недостаци НМР система

Предности примене NMR система у односу на друге методе синимања унутрашњих органа су:

- нема јонизујућег зрачења
- висока резолуција и контраст
- директно добијање мултипланарних пресека
- дебљина слојева (око 1 mm)
- снимање слојева без размака

Најчешћи објекти снимања NMR-система су мождано ткиво и кичмена мождина. NMR метода је јединствена у дијагностици тумора хипофизне жлезде, јер одлично разликује односе тумора и околних структура. NMR пружа могућност прегледа крвних судова мозга. Преглед кичме се изводи у дијагностици фрактура, примарних тумора и метастаза, коа и разних облика дегенеративних обољења меког ткива у кичменом каналу. NMR је такође добра метода за доказивање и локацију унутрашњих крварења.

Основне предности НМР методе прегледа мускулоскелетног система у односу на класичне дијагностичке методе су: неинвазивност прегледа, мултипланарност и одлична визуализација неуроваскуларних структура, зглобова, новоформираних коштаних и мекоткивних маса, акутних и хроничних повреда, дифузних обољења коштане сржи, урођених скелетних аномалија, инфекција кости и меких ткива, обољења срца и крвних судова.

Недостаци NMR система су: релативно велико време трајања прегледа, осетљивост на покрете пацијента, цена прегледа, апсолутне контраиндикације(код пацијената са пејсмејкером), релативне контраиндикације(код пацијената са металним имплантима, код трудница у раној трудноћи). Дужина трајања и осетљивост на покрете пацијента, су условљени техничким карактеристикама NMR апарата. Дужина прегледа је условљена основним параметрима снимања (TR, TE, број аквизиција и матрикс), а време прегледа се не може скратити без великих губитака на резолуцији слике. NMR преглед је осетљив на покрете пацијента (појава артефакта услед кретања), тако да је неопходно апсолутно мировање пацијента у току прегледа.

Цена NMR прегледа последица је високих трошкова амортизације, текућег одржавања и мале пропусне моћи NMR уређаја због релативно великог трајања прегледа.

5.6. Контролна питања

1. Шта је то *нуклеарна магнетна резонанса*?
2. Шта представља *Дијагностички систем са нуклеарном магнетном резонансом*?
3. Које су физичке основе за нуклеарну магнетну резонансу ?
4. Шта представља *FID сигнал* ?
5. Које су све *основе за формирања слике на основу појаве НМР* ?
6. Како изгледа *поједностављена блок шема NMR система* ?
7. Како се формира *јако магнетно поље код NMR система* ?
8. Шта садржи и омогућава *систем за генерисање градијента магнетног поља* ?
9. Шта садржи и која је функција *RF примопредајни система* ?
10. На чему се заснива *синтеза НМР слике* ?
11. Како се одвија *преглед пацијента помоћу НМР система* ?
12. Које су *предности примене NMR система* ?
13. Који су *недостаци NMR система* ?