

# Основни принципи на Магнитно резонансната томография (МРТ)

Петьо Стефанов Ковачев и.с. "Медицински уреду", кат. Рентгенология,  
Държавна Университетска Болница "Александровска", София

## **РЕЗЮМЕ**

MRI is based on resonans characteristic of H nuclei. In excitation H are runing relaxation processes which is based of NM meagermant. Applying a different techniques of excitation and registration, and following image reconstruction the resonans method allow to design medical instruments which leave to physicians exclusive useful information about the patients.

## Физически принципи на Магнитния резонанс.

### *1. Магнитни свойства на ядрото.*

Съществината на всеки атом се нарича ядро - съвкупност от положително заредени и неутрални частици, които определят величината на атомната маса. Според теорията на Паули, някои ядра притежават собствен ъглов момент - спин. Практически всяко ядро, което притежава нечетна атомна маса или нечетен атомен номер, притежава ъглов момент, и има характерен квантов номер на спина, I, по-голям от единица. Спина на ядрото се характеризира с магнитно поле, чиято ос съвпада с оста на спина, с големина и ориентация определена от магнитен момент ( $\mu$ ). (Виж фигура 1)

Обикновено, магнитните моменти на съвкупност от ядра са случайно ориентирани, според принципите на Брауновото движение. Когато обаче се приложи постоянно магнитно поле, магнитните диполи започват да се ориентират колinearно на полето с посока по или срещу посоката на полето. Тези ориентации съответстват на квантово-механичните енергийни състояния. Точната величина на енергийното ниво е определена от квантовата величина на спина, I. Фигура 2 представя положението на спина на ядро в магнитно поле с  $I=1/2$  (т.е.  $H^1$ ,  $C^{13}$ ,  $P^{31}$ ) и  $I=3/2$  (т.е.  $Na^{23}$ ,  $K^{39}$ ). Забележете, че квантовата величина на спина приема стойности  $\pm n/2$ , където  $n=1, 2, \dots$ . Когато  $n=0$  ядрото няма магнитен момент. Тези ядра не са NMR активни - т.е. главно изотопи на водорода ( $C^{13}$ ).

На фигура 3 е показано, че не съвпадат с точност магнитният момент на ядрото и приложеното поле. При наличие на магнитно поле векторът на ядрото изпитва усукващ момент, наречен куплиране, който го принуждава да ротира около оста на приложеното магнитно поле с прецесионна честота. Тази конусоподобна ротация е наречена Ларморова прецесия. Честотата на прецесия зависи от специфичните физически характеристики на изотопа и силата на приложеното магнитно поле. Тяжната взаимовръзка се дава от :

$$\omega = \gamma B_0$$

където  $\omega$  е Ларморовата честота в MHz ( $1\text{MHz}=10^6$ ),  $\gamma$  е константа на пропорционалност (жироманитно отношение), специфично за всяко химично ядро, и  $B_0$  силата на магнитното поле измерена в тесла ( $1T = 10^4$  гауса G мярка в SI). Ларморовата прецесия е резонансен феномен. Ако системата има естествен

резонанс (честота на осцилация) енергията може най-ефективно да бъде предадена на системата при тази честота.

## **2. Векторно описание на MR и намагнитване на материята.**

Тъй като основно се използват  $H^1$  ядра (протон) в MR диагностика, тук ще се ограничим с разглеждането на протона. Ще разгледаме физическите свойства на единично ядро, но като е известно телата са изградени от огромно количество ядра. Започвайки от спина на единично ядро, може да се дефинира и магнитен момент в макроскопски смисъл, като проста сума на индивидуални магнитни моменти. В отсъствие на външно възбуждащо магнитно поле индивидуалните прецесионни магнитни моменти са случайно ориентирани в следствие на движението предизвикано от топлинната енергия в материята и макроскопският магнитен момент ( $M$ ) е равен на нула.

Когато група от протони е в насочено магнитно поле, спиновете им се стремят да се ориентират по направление на приложеното външно магнитно поле, като заемат една от възможните дискретни ориентации поределени от квантовия номер на спина. Тъй като енергийната разлика между ориентациите е относително малка спрямо термичната енергия при стайна температура, се оказва че вероятността да се приеме дадена ориентация е равностойна, незначително предимство на ориентациите успоредни на външното магнитно поле. Това създава магнитен момент успореден на възбуждащото магнитно поле без перпендикулярна компонента, защото индивидуалните прецесии на ядрата са все още случайно ориентирани спрямо фазите на другите прецесуращи ядра. Този магнитен момент е динамична функция на температурата и силата на приложеното магнитно поле. При температура равна на абсолютната нула всички спинове ще са колинеарни с полето и ще се получи максимално намагнитване. Ако полето е 0.1 T при стайна температура (300°K) магнитният вектор ще бъде една милионна част в сравнение с големината му при абсолютната нула. Тъй като енергийната разлика между двете нива е право пропорционална на силата на полето, то при полс 0.5T се получава пропорционално увеличаване на разбаланса и намагнитването. Трябва до се отбележи, че при стайна температура реалният разбаланс е незначителен, което обяснява защо сигналите от ЯМР са много слаби.

## **3. Ларморова честота и резонансният феномен.**

Еквивалентният магнитен вектор нормално е в равновесно състояние, статичен и не индуцира токове в регистриращата bobина, според закона на Фарадей за магнитната индукция. За да получим информация от спиновете те трябва да се възбудят. Това може да се постигне чрез въздействие на RF (радио честотен) импулс върху спина, съгласуван с Ларморовата честота на ядрата, към които се проявява интерес.

Ще използваме ъглова координатна система за по-просто представяне на движението. Тази координатна система се върти около оста  $B_0$  с Ларморова честота. По този начин е представен магнитният вектор  $B_0$  с прецесия  $B_0$ . В същата координатна система е представен и векторът  $B_1$  - вектора на възбуждащият RF импулс. Като резултат от въздействието на  $B_1$  магнитния момент на ядрото се ориентира по направление на въздействащият вектор колинеарен с равнината  $M_{xy}$  (фиг. 4). Ъгъла на завъртане по  $B_1$  е функция на амплитудата и периода на въздействие с RF импулса, описвана с израза:

$$\omega = \gamma B_1 t, \text{ където } \omega \text{ е ъгъла на завъртане } B_1 \text{ - амплитудата на RF импулса}$$

$\gamma$  - жиромагнитно отношение  
 $t$  - продължителност на импулса.

$\omega$  е ъгъл на завъртане или ъгъл на RF импулса.

Както е показано на фиг. 5 Векторът  $M$  на магнитния момент има два векторни компонента:  $M_x$  - в трансверзалната равнина и  $M_z$  - в лонгитудиналната равнина. Тъй като само трансверзалната компонента може да бъде регистрирана, то за получаване на максимален сигнал е необходимо момента на магнитния вектор да се дефазира на  $90^\circ$  от равновесното състояние.

#### 4. Процеси на релаксация.

След възбуждането ядрото се връща в равновесие, губейки енергия като емитира електромагнитни вълни, взаимодействия с молекулната решетка и с други ядра. Този процес се нарича релаксация и започва с изключване на RF импулса, като компонентите  $M_x$  и  $M_y$  на  $M$  се връщат в равновесие. Така кохерентно прецесиращите спинове се ориентират произволно и магнитният момент се възстановява до оригиналната си стойност  $M_z = M_0$ .

Релаксационните процеси определящи трансверзалния и лонгитудиналният компонент на момента са независими физически. Трансверзалният момент може да изчезне дълго преди лонгитудиналният момент да се възстанови. Двата компонента се описват с експоненциални криви със съответните скорости на релаксация определени от специфичните молекулни структури, физическо състояние на материята и температурата.

#### 5. Лонгитудинална (спин-решетъчна) релаксация.

Молекулната решетка дава добра възможност на ядрото в нея да обменя енергия. При сблъскване ядрото отдава енергия във вид на квант, като магнитният вектор релаксира по експоненциален закон определен от вероятността за сблъсъци в молекулната решетка. Спин решетъчната релаксация се определя от релаксационното време ( $T_1$ ) - време константа определена от периода време за възстановяване на 63% номиналната стойност на магнитния момент (фиг. 6). Типични стойност за  $T_1$  при биологичните тъкани е в границите от 50 ms до няколко s.

Отдаването на енергията по време на лонгитудиналната релаксация е резултат от взаимодействието на възбудените ядра с осцилиращите полета в решетката създадени от заобикалящите магнитни ядра. За да се наблюдава взаимодействието, полетата близо до решетката трябва да флукуират с ларморовата честота на възбудените ядра. За молекули, които имат голяма ефективност при предаване на енергията се получава кратко  $T_1$ , за разлика от тези, които слабо я провеждат. Това зависи от големината на молекулите, физическото състояние на решетката и наличието на макромолекули. Ефективното предаване на енергията на заобикалящата решетка е силно зависимо от молекулярното движение - ротация, вибрация и трансляция - и големината на молекулите (важно е да се отбележи също, че молекули съставени от подобни атоми имат подобни свойства и следователно по - добра проводимост на енергията). Флукуацията на решетъчното поле е резултат от термалната активност на физическата структура, като и агрегатното състояние на решетката. Тава означава, че вибрационните честоти в твърдотелната решетка ( $10^{12}$  -  $10^{13}$  Hz) са доста по-високи от тези на нормалните ларморови прецесионни честоти. Обаче, в течно състояние, малките молекули се движат твърде бързо,

п.с. трансляционното движение е увеличено и ограничава провеждането на енергията.

### **6. Трансверзална (спин-спин) релаксация.**

При спин-решетка релаксацията енергията се предава от възбуденото ядро на засобикалящите решетъчни структури. При трансверзалната релаксация, енергията се предава между ядра с различни енергийни състояния. Този процес се определя като спин - спин взаимодействие и се измерва с времеконстантата  $T_2$ .

Веднага след възбуждането, спиновете прецесират кохерентно, създавайки трансверзалната компонента на магнитният момент. Обаче, взаимодействието между индивидуалните спинове създава случайно вариращи магнитни полета, които причиняват флукуации във прецесионните честоти на отделните ядра. Като резултат се наблюдава постепенно и случайно дефазирание на спиновете, което води до намаляване на амплитудата на трансверзалната компонента.

Физическото състояние и големината на молекулата също оказват влияние на  $T_2$ . Твърдомелни и големи молекули показват относително кратко релаксационно време, а малките молекули относително дълго  $T_2$ . Процеса на дефазирание също се влияе от не хомогенността на приложеното магнитно поле.

### **7. Разпространение на намагнитването**

При биологичните тъкани само спиновете на свободната вода са определящи за измерванията на MR сигнала. Различните тъкани имат различни сигнални атрибути на свободната вода. Чрез процедурата MTC (Magnetization Transfer Contrast) и RF импулс се възбужда свободната вода и подгиска свързаната вода, като по този начин се разширява честотната лента на отговора.

### **8. Свободно индуцирано затихване (FID), детекция на сигнала и трансформация на Фурие.**

Метода е основан на приложено външно магнитно поле, което ориентира спиновете и възбуждащ сигнал -  $90^\circ$  дефазиращ RF импулс. В отговор се регистрира сигнал, който се описва във временна област като затихваща по експонентна синусоида, а в честотн - с амплитуда и фаза.

При MRI измерването, с прилагане на  $90^\circ$  дефазиращ импулс се завърта магнитният момент в равнината  $xy$ , индуцира се сигнал в RF детектираща бобина след възбуждането. Този сигнал е резултат от свободното прецесирание на магнитния момент в трансверзална равнина и се дефинира като свободно индуцирано затихване (FID), който се дължи на релаксационните механизми (фиг. 15).

FID има следните характеристики:

- осцилира с ларморовата честота на възбудените ядра;
- има начална амплитуда, която е пропорционална на плътността на ядрата;

- затихва по експоненциален закон с константа  $T_2^*$ , дължаща се на спин спин релаксацията и не хомогенността на магнитното поле.

След FT на FID се получава NMR спектър, от който се получава MR образа. Практически FT и FID са непрекъснати и след определен интервал от време се регистрира ехо сигнал в MR измерването: спин ехо и градиентно ехо.

### **9. Обвивка на спин-ехо сигнала.**

Двата процеса участващи в дефазирването на възбудените ядра (спин-спин взаимодействие и не хомогенността на полето) са фундаментално различни. Между спиновото взаимодействие е случайно, променливо във времето и не реверсивно. Докато нехомогенността на магнитното поле е константно въздействие върху спина. Измервайки спин ехо сигнала, вместо FID, е възможно да се коригира и отчете влиянието на нехомогенността на полето. Това се реализира като на разфокусирания пулс, на определен интервал от време след  $90^\circ$  пулс, се подаде  $180^\circ$  пулс. При  $90^\circ$  пулс при трансверзална релаксация  $T_2$  в равнината ху се получава дефазирание на индивидуалните магнитни моменти. В момента  $T_E/2$  ( $T_E$  - времето между началото на  $90^\circ$  пулс и максималната амплитуда на първия ехо сигнал) се прилага  $180^\circ$  пулс, който завърта спиновете по оста х огледално. След допълнително  $T_E/2$  спиновете влизат отново във фаза и формират ехо сигнал. Тази схема е представена обобщено на фиг. 16. Ехо сигнала има амплитуда редуцирана от оригиналната FID поради ефекта на спин - спин взаимодействието, което не се реверсира от  $180^\circ$  пулс. Ако се приложи процедура от  $180^\circ$  импулси разделени от  $T_E$ , ще се формират ехо сигнали с намаляваща пикова амплитуда дължаща се на описаният по-горе ефект. Като се вижда от фиг. 17 обвиващата на тези сигнали ще описва величината на  $T_2$  във времето.

## **ПРИНЦИПИ ЗА ПОЛУЧАВАНЕ НА MR ОБРАЗА**

Основен проблем за реконструирането на образа е необходимостта от кодирането на емитуваният сигнал, така че компонентите му да могат да се съотнесат с пространственото положение на ядрата, които го формират. Процеса на формирането на образа може да се раздели на два основни компонента:

- избор на обменен срез
- пространствено кодиране на MR образа.

### **1. Избор на срез.**

При прилагане на суперпозирано статично и градиентно магнитно поле ориентирано в трансверзална равнина. Срезове на резонанса се получават при различна ларморови честоти (фиг. 19). при прилагане на RF импулс с определена лента се възбужда ядрата в област където ларморовите честоти се съгласуват с тези на пулса. Този процес се нарича - селективно възбуждане на срезове. Позиционирането на срезове се променя чрез изменението на центрирането на градиентното поле или RF пулсова честота, а ширината на среза се контролира от амплитудата на градиентното поле и ширината на честотната лента на RF импулса. Формата на RF импулса също определя ширината и формата на среза, а точното дефиниране на среза минимизира интерференцията между срезове.

Под влияние на градиентното магнитно поле, спиновете в областта на среза ще се дефазират линейно (фиг. 22). За получаването на максимален интензитет е необходимо всички спинове да са във фаза, това се реализира с рефазирало градиентно поле - противоположно по полярност и се получава фазова кохерентност за областта на среза.

### **2. Пространствено кодиране и реконструиране на образа**

С прилагане на градиентно магнитно поле  $G_z$  перпендикулярно на градиентното поле дефиниращо среза в момента на регистриране на сигнала, се реализира честотно модулиране на емитираният сигнал спрямо позицията на обектите по оста на  $G_x$  градиента. Фуриеровата трансформация на детектираният сигнал се проектира по оста  $x$ , като амплитудата на всеки честотен компонент е пропорционална на сумарният сигнал в  $y$  - направлението за  $x$  - позиция (фиг. 23). Градиентна  $G_x$  е честотно кодиращ градиент.

Ако се приложи ротация и повторно честотно кодиране се получава група измервания, които се използват за конструиране на образа по техниката на проекционната реконструкция подобна на методиката използвана при реконструкцията на компютърно-томографски образ. Недостатък на този метод е чувствителността му към нехомогенността на полето.

**Дву-дименсионална Фурие трансформация за реконструкция на образа (честотно и фазово кодиране)** - С прилагане на градиентното магнитно поле  $G_x$ , ако се включи определено градиентно магнитно поле ортогонално на оста  $x$  -  $G_y$ , се реализира пълно сигнално кодиране на спиновете в равнината  $xy$ . Тази идея е в основата на метода на двуменсионалната фурие трансформация.

След прилагане на техниката за избор на среза -  $G_z$  градиента заедно RF импулса - всички спинове на ядрата в избрания срез прецесират във фаза с определена номинална честота. С прилагане на фазово кодиращият градиент  $G_y$ , спиновете (с техните резонансни честоти, а оттам и тяхната честота на прецесия) се изменят по направление на оста  $y$ . Когато  $G_y$  се изключи спиновете спиновете започват да прецесират със изходните честоти, но фазите им са се променили в съответствие с положението им по направление на оста  $y$  - поведение дефинирано като "фазова памеш" (фиг. 24).

След включване на  $G_y$  честотата на прецесиране варира като функция на  $x$ . Както се вижда от фиг. 25 - ядрата в среза се кодират по честота в направлението  $x$  и по фаза по направлението  $y$ .

При фиксиран  $G_z$  се получава сигнал за  $N_x$  точки по оста  $x$ , повтаряйки  $N_y$  пъти това измерване за всички стойности на градиента  $G_y$  се получава матрица с размери  $N_x * N_y$ , амплитуди. Прилагайки 2D фуриерова трансформация към тази матрица се получава 2D спектър от  $N_x * N_y$  пиксела, чиято интензивност определя разпределението на сигнала в образа. Като резултат се получава MR образ в скалата на сивите тонове като образ на 2D спектъра (фиг. 26).

**3D образи** - За получаването им вместо многократно прилагане на 2D метода се възбужда избраният обем от RF импулс, при което всички ядра в него започват да осцилират с неговата честота. Прилага се градиент за селекция на срезове (честотно кодиране) и ортогонално на него втори фазово кодиращ градиент, като броят на дискретните му стойности определя броя на срезове в обема.

Плосковете на този метод се определят от високото отношение сигнал - шум. Сигнала се получава от целият обем - не от избран срез, а шума - от избрания срез, за разлика от 2D-FT образа, където се определя от целия обем. Втори плюс се определя от факта, че среза може да се направи много тънък ( $<1mm$ ) без големи дистанции от следващия, като не се получава интерферентно влияние помежду им. Трето - може да се дефинира поредица, така че да се формират изотропни воксели. Това позволява 3D образа да се представя във всяка равнина при постоянно качество на образа, като не е необходимо ново измерване за получаване на образ с поглед в друга равнина на наблюдение. Четвърто Използватки

сканиране с припокриване на срезове с двойно по-голяма ширина и преполовено време за изследване, се получава коефициент сигнал-шум подобрен с  $\sqrt{2}$ .

Основен недостатък на 3D метода е дългото време за регистрация, с нарастване на броя на нивата за фазово кодиране -  $N_z \cdot N_y$ , времена. В допълнение нараства времето за реконструкция на образа.

**БИБЛИОГРАФИЯ:** Фирмена литература на PHILIPS

**ПРИЛОЖЕНИЕ:**

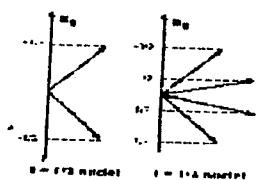


Figure 1: Квантова спин диаграма за 1/2 и 3/2 спин

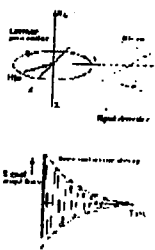


Figure 15: Измервателен сигнал и FID

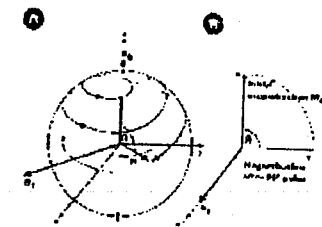


Figure 4: Прецесия на магнитния мо-мент след  $90^\circ$  пулс.

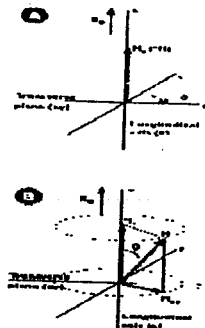


Figure 5: Векторно представяне на прецесиращия магнитен момент

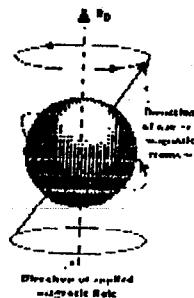


Figure 3: Прецесия на спина на ядрото в приложено външно магнитно поле

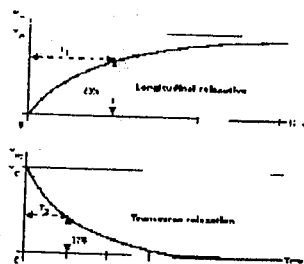


Figure 6: Лонгитудинална релаксация - горе и трансверзална релаксация - долу

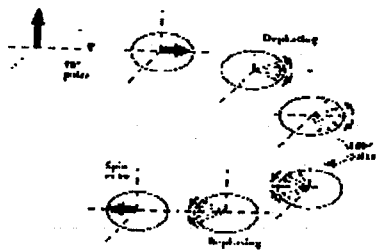


Figure 16: Ефекта на  $180^\circ$  пулс за формиране на ехо сигнал

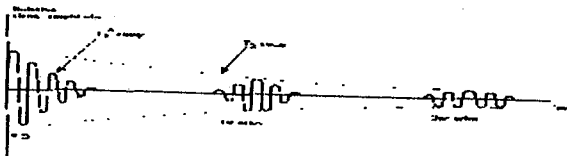


Figure 17: Поредица от вторични еха получена с  $180^\circ$  импулси

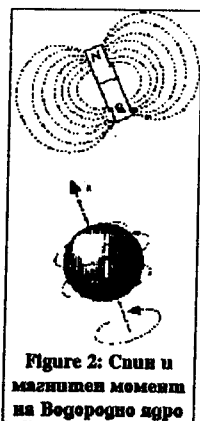


Figure 2: Spin и магнитен момент на Водородно ядро

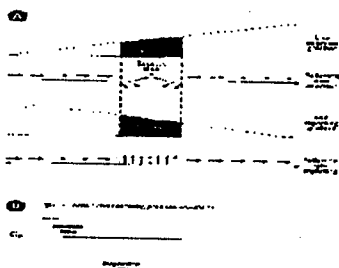


Figure 22: A) Фазово разпределение на спи-ловете след селекция на срез и градиентно дефазирание. B) форма на полетата за избор на срез и дефазирание

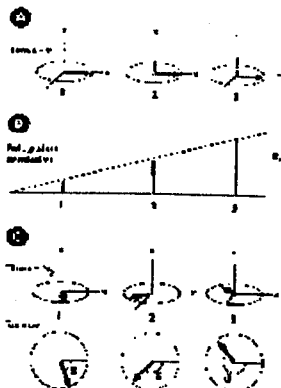


Figure 24: Принципи на фазовото кодиране

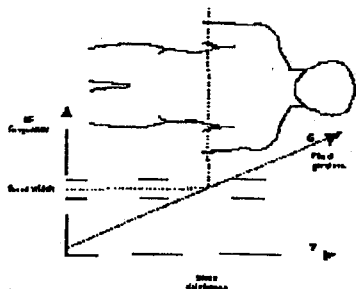


Figure 19: Селективно възбуждане на срез

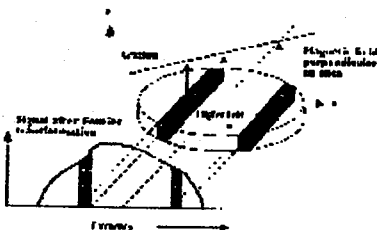


Figure 23: Спектър на честотното разпределение. Едно дименсионален профил на плътността на сигнала в обекта.

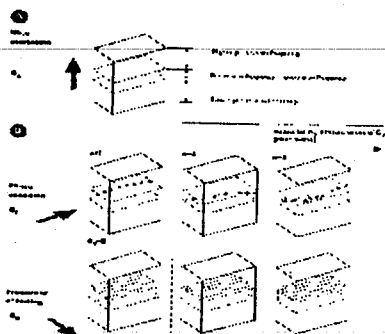


Figure 25: Принципи на 2D реконструкция чрез FT

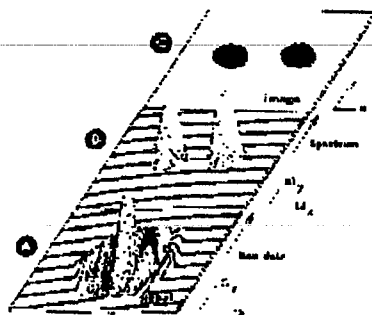


Figure 26: Получаване на MR образ