Физический анализ магнитно-резонансных томографов

1 Физические основы магнитно-резонансной томографии

Магнитно-резонансная томография (МР-томография) основана на явлении ядерного магнитного резонанса (ЯМР). Рассмотрим его сущность, пользуясь в основном представлениями классической физики. Как известно, ядра атомов состоят из протонов и нейтронов, которые вращаются вокруг своей оси. Поэтому они обладают собственным количеством движения – спином s. Протоны имеют заряд, при их вращении образуется ток и магнитный момент

m0 = γs, (1)

где γ - гиромагнитное отношение; для протона гиромагнитное отношение равно 2π×42,6 МГц /Тл.



Больше всего в живом организме содержится атомов водорода, ядра которых состоят из одного протона. По законам квантовой механики в ядрах атомов спины каждых двух протонов имеют противоположные направления и взаимно уничтожаются. Таким образом, у ядер с четным количеством протонов суммарный спин, а значит и магнитный момент, равен нулю. Поэтому, к сожалению, в МР-томографии нельзя использовать ядра углерода и кислорода, которых также очень много в организме и распределение которых могло бы дать ценную информацию. Ориентация спинов и магнитных моментов атомов вещества и их поведение зависят от действия внешних магнитных полей. В исходном состоянии спины и моменты ориентированы хаотично, и результирующая намагниченность вещества незначительна. Однако в достаточно сильном магнитном поле В0 большое число спинов ориентируется вдоль направления магнитного поля. При этом спин подобен магнитной стрелке. Правда, в отличие от нее некоторые спины ориентируются в противоположном направлении, но их меньше.



Рисунок 1. Действие на спины ядер магнитных полей.

Если на образец вещества подействовать переменным магнитным полем H1(t), направленным поперечно к полю В0, то спины ядер при определенных условиях могут отклониться от направления В0 и прецессировать вокруг него, как волчки, если их слегка толкнуть. Для этого частота переменного магнитного поля и индукция постоянного магнитного поля должны быть связаны равенством Лармора.

ω0 = γВ0 . (2)

Частота ϖ0 называется частотой ядерного магнитного резонанса (она называется также ларморовой). Отсюда следует, что при магнитной индукции В0 = 1 Тл частота ЯМР протона будет равна

= 42,6 МГц.



Если же индукция будет равна 0, 12 Тл, то частота ЯМР для протонов составит 5 МГц. Как видим, эти частоты лежат в диапазоне коротких радиоволн, которые считаются безвредными. И только в очень сильных магнитных полях (до З Тл) частота ЯМР может быть достаточно большой – 120 МГц. Но электромагнитные колебания и такой частоты еще не причиняют заметного вреда, особенно учитывая, как увидим далее, их малое время воздействия.

Импульс H1(t) называют высокочастотным, или радиочастотным (РЧ), импульсом. По его окончании спины ядер возвращаются в исходное состояние. Этот процесс называется релаксацией. При этом ядра излучают электромагнитные колебания, которые могут быть зарегистрированы с помощью специальных антенн – РЧ катушек. Для этого могут использоваться те же катушки, которые излучают поле H1(t) или другие. Величина эхо-сигнала определяется макроскопической намагниченностью объекта, которая складывается из магнитных моментов отдельных ядер. Вектор макроскопической намагниченности также прецессирует вокруг направления В0. Следует отметить, что прецессия магнитных моментов имеет место и при отсутствии РЧ поля Н1, так как всегда есть какие либо флуктуации магнитного поля. Однако эта прецессия незначительна.

Выберем систему координат, в которой ось z направим вдоль поля В0, а ось x – перпендикулярно плоскости РЧ катушек (рис.2). Вектор М0 будет иметь



Рисунок 2. Составляющие вектора результирующей намагниченности.

продольную составляющую Mz и поперечную Мху, которая вращается с угловой частотой ω0. При этом в РЧ катушках будет наводиться электрический сигнал в виде затухающих колебаний такой же частоты и с амплитудой, пропорциональной Мх.

В процессе релаксации продольная намагниченность возрастает до исходного значения М0, а поперечная убывает до нуля. В однородных средах, (например, дистиллированная вода) скорости изменения продольной и поперечной намагниченности одинаковы, а в неоднородных они могут сильно отличаться. Релаксация происходит за счет рассеяния энергии ядер во время свободной прецессии вследствие различных взаимодействий между собой и ядрами атомов, не участвующими в ЯМР.

Для скорости релаксации поперечной намагниченности особое значение имеют фазы спинов отдельных ядер. Во время действия РЧ импульса спины всех ядер прецессируют синхронно и синфазно. После окончания импульса начинается убывание поперечной намагниченности, называемое спадом свободной индукции (ССИ). При этом из-за влияния соседних атомов и молекул и неоднородности постоянного магнитного поля В0 происходит расфазировка спинов, что особенно заметно в сложных соединениях, образующих жиры и мышечные ткани. По этой причине, даже при одинаковом изменении поперечных проекций магнитных моментов отдельных ядер, макроскопическая поперечная намагниченность убывает значительно быстрее, чем растет продольная. Это поясняет рис.3, где показаны взаимные положения трех элементарных магнитных моментов m0 через некоторые равные интервалы времени. В четвертом случае элементарные моменты расположены под углами 120о, поэтому суммарная поперечная намагниченность равна нулю.



Рисунок 3. Поперечная и продольная релаксации.

Продольная и поперечная намагниченности Mz и Mxy изменяются приблизительно по экспоненциальному закону но с разными постоянными времени Т1 и Т2: Т1 > T2. На рис.3 показан случай, когда угол отклонения вектора начальной намагниченности М0 от оси z после воздействия РЧ импульса составил 90о.

В табл. 1 приведены времена Т1 и Т2 для некоторых типов тканей головного и спинного мозга; ρ - процентное содержание воды в соответствующих тканях. Как видно из таблицы, различные ткани мозга заметно отличаются своими постоянными Т1 и Т2. Эти постоянные имеют большие абсолютные значения в ликворах и крови. В белом и сером веществе мозга они сильно отличаются (Т1>> T2). Величина Т1 с ростом магнитной индукции В0 увеличивается.

Начальная намагниченность М0 и постоянные релаксаций Т1 и Т2 являются важнейшими информационными параметрами, от которых зависит изображение - МР-томограмма. Величина М0 характеризует среднюю по ансамблю плотность ядер, участвующих в ЯМР, а Т1 и Т2 являются локальными характеристиками, определяемыми составом веществ отдельных участков. В конечном итоге от величин М0, Т1 и Т2 зависит напряжение или фаза электрического сигнала, наводимого в антенне, по которым и производится реконструкция изображения сечения.

Таблица 1. Постоянные релаксаций Т1 и Т2.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| Ткань мозга | Индукция магнитного поля В0, Тл | Т1, мс | Т2, мс | ρ, % |
| Серое  вещество  Белое  вещество  Ликвор  Жир  Кровь | 0,5  1,0  1,0  1,5  1,0  1,5  0,5  1,0  1,5 | 650  800  680  783  2200  2500  210  240  2100 | 100  100  92  92  900  1400  84  84  1250 | 87  77  99  80  80 |

2. Уравнение Блоха

Уравнение Блоха является основой для анализа электромагнитных процессов, возникающих при ЯМР. Оно получено из феноменологических представлений (не физических) и хорошо описывает поведение макросистемы в магнитном поле. Это уравнение имеет вид

. (3)



Член отражает незатухающую прецессию (ротацию), где произведение пропорционально ω, т.е. 1/t; векторная сумма - поперечная намагниченность; Т1 и Т2 - постоянные времени продольной и поперечной релаксаций. Форма второго и третьего слагаемых уравнения Блоха говорит о том, что процесс релаксации предполагается экспоненциальным. Это допущение справедливо для жидкостных сред (ликворов), однако является весьма приближенным для жиров, серого и белого вещества мозга и совсем далеко от истины для твердых образований, у которых Т1 и Т2 очень малы.



Положим, что Т1 и Т2 весьма велики. Тогда вторым и третьим членами в уравнении (3) можно пренебречь. Допустим также, что Н = Н0 и Н = kН0. Тогда уравнение Блоха примет вид

. (4)



Начальные значения составляющих М обозначим как . Представим М в виде , где i, j, k – орты, и выполним перемножение векторов согласно правилу, которое записано в виде таблицы.



Сравнивая левые и правые части в (4), находим

. (5)



Решим систему (4.5), положив . Знак "минус" здесь необходим для правильного отражения действия градиентных полей, в чем убедимся далее. Дифференцируя первое уравнение системы (5), с учетом второго получаем



или .



Это уравнение незатухающих колебаний, решение которого с учетом начальных условий можно записать в виде



.



Полное решение системы (5) будет иметь вид

,



, (6)



.



При учете в уравнении Блоха членов, содержащих Т1 и Т2 первое и второе уравнения системы (6) следует умножить на exp(-t/T2), а третье уравнение примет вид

.



Из этой формулы видно, что продольная намагниченность является апериодической неосциллирующей функцией.

Поперечную намагниченность можно представить в компактной комплексной форме

или , (7)



где , .



Чтобы понять, как осуществляется управление прецессией, кратко рассмотрим устройство и действие магнитной системы МР-томографа (более подробно речь о ней пойдет впереди). Она представляет собой сложную конструкцию и состоит из главного магнита, градиентных, корректирующих и радиочастотных катушек. Главный магнит служит для создания сильного и однородного магнитного поля. Он может быть выполнен в виде соленоида с током (резистивный магнит). При больших индукциях (свыше 0,5 Тл) потери в таком магните становятся чрезмерно большими. В этом случае применяют сверхпроводящие (криогенные) магниты, охлаждаемые жидким гелием. Их стоимость очень велика, но зато диагностические возможности МР-томографов с такими магнитами намного выше. Применяют также постоянные магниты со слабым полем (0,1- 0,15 Тл).

Корректирующие катушки создают слабые постоянные магнитные поля, предназначенные для компенсации неоднородностей поля главного магнита, которая должна быть не более 10-6 .

Градиентные катушки осуществляют управление процессом выбора и сканирования сечения. При изменении тока в этих катушках очень незначительно меняется основное поле и соответственно изменяется ларморова частота в отдельных точках пространства. Градиентных катушек три: соответственно для создания градиентных полей по осям x, y и z. Особенностью градиентных полей является то, что векторы их напряженностей в любой точке направлены параллельно оси z, т.е. вдоль оси главного магнита, а их абсолютные значения линейно зависят от соответствующей координаты (рис.4).



Рисунок 4. Поля градиентов.

При действии градиентных полей результирующее поле будет равно

или ,



где r- обобщенная координата точки. Градиенту G(r) соответствует ларморова частота

ω(r) = γ(H0+Gr), а величина M(t,r) будет определяться выражением, аналогичным (7):

. (8)



Если формировать статический градиент G во время наблюдения сигнала, частота колебаний намагниченности начинает зависеть от r. Эта пространственная зависимость сказывается на характере выходного сигнала. Если сформировать градиентный импульс малой длительности τ (τ << T1, T2), то в выражении (8) можно пренебречь величиной t/T2(r):

. (9)



Величину в (9) можно рассматривать как изменение фазы колебания с частотой ω0. Рассмотрим теперь действие ВЧ магнитного поля H1(t) при наличии поля главного магнита. Как было сказано ранее, это поле возбуждается РЧ катушками в поперечном направлении. Будем считать, что оно направлено вдоль оси х и запишем его в виде . Такое поле называют линейно поляризованным. Его можно записать в тождественной форме



+.



Это выражение представляет собой сумму полей с круговой поляризацией с разным направлением вращения. Причем, при выборе γ со знаком "минус" в уравнении Лармора (ω = -γН), вторая составляющая практически не влияет на прецессию ядер и ею можно пренебречь. Таким образом,

.



Это поле называется эффективным.

Пусть время действия РЧ импульса намного меньше самой малой постоянной релаксации (минимальное время Т2 тканей составляет 40 мс). Тогда уравнение Блоха будет иметь вид

,



где +, H = H0 + h, h = Gr – вклад градиентной системы. С учетом правила перемножения векторов найдем



- ,



, (10)



.



Для упрощения решения этой системы введем вращающуюся систему координат i′, j′ и k′= k, которая вращается с частотой прецессии, т.е. синхронно с вектором намагниченности. При этом одна из проекций может быть равной нулю или оказаться постоянной величиной. Преобразование проекций поясняется с помощью рис.5.



Рисунок 5. Преобразование координат

С помощью зависимостей (11), используя уравнения системы (10), можно получить уравнения для вращающейся системы координат



, (12)



.



Положим в системе (12) ω = ω0. Учитывая ω0 = – γН0, имеем γН + ω0 = γ(Н0 +h) – γH0 = γh. Здесь проявляется необходимость введения знака " минус" в уравнении Лармора. Иначе бы γН + ω0 ≈ 2ω0. Рассмотрим частный случай статического поля (h =0) и воздействия ВЧ поля H1(t). В этом случае система (12) примет вид

, . (13)



Величина имеет размерность угловой частоты. Обозначим . Тогда решениями уравнений (13) будут



(14)



Из соотношений (14) видно, что вектор намагниченности вращается вокруг оси i’ c угловой скоростью . Это вращение относительно медленное и называется нутацией. Угол нутации равен или , τ - время действия РЧ импульса H1(t). (15)



Таким образом, угол нутации зависит от величины и времени воздействия РЧ импульса. Траектория вектора намагниченности при этом подобна раскрывающемуся вееру (рис.6).



Рисунок 6. Нутация вектора намагниченности.

Наиболее часто применяют РЧ импульсы, которые приводят к повороту вектора намагниченности на 90о и на 180о (90о - и 180о - импульсы).