**Импульсные последовательности в магнитно-резонансных томографах**

Импульсной последовательностью называется совокупность РЧ и градиентных импульсов, создаваемая с целью визуализация выбранного сечения. Выбор сечения осуществляется обычно подачей РЧ импульса H1(t) определенной формы с частотой , где - центральная частота,



Рис. - Координата выбранного слоя

– частота смещения, и градиентного импульса, например Gz, если выбирается поперечное сечение. Частота смещения и градиент Gz связаны между собой соотношением , – координата выбранного слоя (рис.5).



При этом возбуждаются (прецессируют) согласно уравнению Лармора только ядра в выбранном сечении. Затем (одновременно или с некоторой задержкой) задают градиенты Gx и Gy, которые обеспечивают информационные признаки, позволяющие идентифицировать элементы выбранного сечения. Эти градиенты называются кодирующими. В принципе, последовательность включения градиентных полей может быть любой, что позволяет (в отличие от рентгеновских компьютерных томографов) выбирать сечение любой ориентации. Полное магнитное поле при сканировании можно представить в виде

.



Как было показано выше, член 2H1ωt**i** можно представить в виде поля круговой ориентации.

Выберем начальные условия

Mx(0) = 0, My(0) = 0, Mz(0) = M0.

Будем считать импульс H1(t) достаточно коротким, а значит угол α достаточно малым. При этом и уравнения (10) примут вид



(1)



где Начальными условиями будут



Введем комплексную функцию Используя уравнения (1), запишем



.



Это уравнение можно преобразовать к виду

или .



Умножим левую и правую части последнего уравнения на множитель и представим его в виде



.



Интегрируя с учетом нулевых начальных условий, находим

,



где θ - время в подынтегральном выражении.

При выборе поперечного сечения , и c(t) будет еще и функцией координаты z:



= iγM0exp(-iγGzzt))dθ.



Данное выражение можно назвать функцией выбора слоя, поскольку в нее входит намагниченность, которая зависит от времени и координаты z. Огибающая H1(t) может иметь различные формы. Одна из возможных форм – гауссова функция. Для z = 0 она имеет вид H1(θ) = exp(- (θaγGzz)2)/8. При этом 90% площади функции H1(θ) находятся в области -a < z ≤ a. Толщина выбранного слоя будет равна 2а. Она обычно составляет 4 – 2 мм. Длительность РЧИ выбирают в пределах 3 – 8 мс – намного меньше минимального Т2 тканей (40 мс).

Для выбора слоя и его сканирования в МР-томографах применяют различные импульсные последовательности, отличающиеся периодом повторения, формой и длительностью РЧ импульсов, порядком следования градиентных импульсов и др. Их вариации позволяют получать изображения любой ориентации и разнообразные по контрастности. Обычно в МР- томографии используют четыре основные последовательности: «насыщение – восстановление», «спиновое эхо», «инверсия – восстановление» и «градиентное эхо».

Наиболее простой является последовательность «насыщение – восстановление». При этом подают РЧ-импульсы, вызывающие поворот вектора М на 90о с периодом повторения TR (time repetition), близким к Т1 (рис.2).



Рисунок 2. Последовательность «насыщение – восстановление».

По окончании РЧ импульса (он условно изображен в виде однополярного импульса) начинается релаксация (продольная и поперечная), которая заканчивается восстановлением исходного состояния. Если период повторения РЧИ достаточно длинный (больше 1500 мс) то намагниченность во всех тканях успевает восстановиться. При этом получают сигнал, пропорциональный протонной плотности, и он будет одинаковым при условии одинаковой концентрации протонов в разных участках слоя. В этом случае на изображении соответствующие участки будут иметь одну и ту же контрастность (серую). Величина сигнала, получаемого от антенны, определяется выражением

.



Если же TR существенно меньше Т1макс, то будут проявляться различия в продольных релаксациях тканей с разными Т1, например, жиры и ликворы. Этот случай соответствует 90о-импульсу, показанному тонкой линией. Продольная намагниченность в ткани с временем релаксации T1′ << T1 практически успела восстановиться, а в ткани с временем Т1 еще далека от восстановления. Очередной 90о-импульс поворачивает вектора намагниченностей на 90о. При этом сигнал, полученный от ткани с временем T1′ будет иметь почти такой же размах, что и в первом случае, а сигнал от участка с временем T1′ будет иметь меньшее приращение, пропорциональное ΔМ. Поэтому даже при одинаковой протонной плотности МР сигнал, получаемый от среды с T1′, будет больше, а значит контрастность изображения этих участков будет разной. Например, в позитиве участок с T1′ будет выглядеть более светлым. Такие изображе- ния называются взвешенными по Т1. Последовательности «насыщение-восстановление» обычно требуют много времени для реконструкции изображения и в «чистом» виде применяются редко.

Широко применяют последовательность «спиновое эхо». Сущность этой последовательности поясняет рис. 3.

Рисунок 3. Последовательность «спиновое эхо».



После подачи 90о-импульса начинается спад свободной индукции (ССИ), который обусловлен прежде всего расфазировкой импульсов из-за неоднородностей магнитного поля. Через интервал времени ТЕ/2 (TE – time echo), когда ССИ достигает минимума, подают 180о-импульс. На рис.7 РЧИ условно показаны однополярными, причем 180о-импульс в соответствии с формулой (1) имеет вдвое большую длительность. Следует иметь в виду, что длительность ТЕ/2 сравнима с величиной Т2, которая в большинстве тканей составляет десятки мс. За такое маленькое время, прошедшее после 90о-импульса, элементарные векторы намагниченности едва успевают «приподняться», т.е. практически располагаются в плоскости XOY. Поэтому 180о-импульс разворачивает их в этой же плоскости в противоположную сторону.

По окончании 90о-импульса начинается «разбегание» векторов: одни векторы уходят вперед, другие – отстают. На рис.3 условно показаны три элементарных вектора, из которых первый – «самый быстрый». После подачи 180о-импульса и разворота векторов происходит их перестановка в этом «пелетоне» – более быстрые векторы оказываются сзади, а более медленные – спереди. Но теперь быстрые векторы начинают нагонять медленные, и еще через интервал времени ТЕ/2 они снова будут двигаться синхронно (по этой причине 180о-импульс называют фокусирующим). В этот момент в антенне наводится максимальный сигнал, называемый **эхо,** которыйи регистрируется. Затем снова начнется расфазировка и убывание сигнала.

Следует иметь в виду, что фактическое время в реальном МР томографе значительно меньше, чем Т2 тканей. Это объясняется локальными неоднородностями основного магнитного поля. Результирующая постоянная времени поперечной релаксации определяется формулой



.



Отсюда видно, что Т2р, как правило, меньше минимального Т2 тканей, и ССИ происходит очень быстро. Тем не менее, вследствие того, что вектора намагниченностей вначале вращаются в одном направлении, а после 180о-импульса – в другом, влияние локальных неоднородностей основного поля на изображение компенсируется, что является одним из достоинств метода спинового эха.

За один период повторения TR между 90о-импульсами можно подать несколько 180о-импульсов. При этом получается несколько максимумов – мультиэхо. Режим мультиэхо позволяет за одно сканирование получить несколько изображений одного слоя. Сигнал эхо равен S(t) = KMexp(-TE/T2)[1– exp(-TR/T1)].

Последовательность «спиновое эхо» позволяет получить изображения, **взвешенные по Т2**. Варьируя ТЕ (при условии ТЕ << TR), получают различные отклики от участков, отличающихся своими Т2 при одинаковых протонных плотностях.



Рисунок 4. Графики ССИ для двух типов тканей с разными Т2 (Т2/<T2//).

В последовательности «инверсия – восстановление» вначале подают 180о-импульс, а через некоторое время – 90о-импульс. Первый импульс переворачивает вектор начальной намагниченности (инверсия). Расстояние между 180о- и 90о-импульсом обозначается TI (time inversion). Контрастность изображения отдельных участков одного и того же сечения, исследуемого с помощью этой последовательности, зависит от параметров TR и TI и способа обработки сигнала.

Часто применяют также импульсную последовательность «градиентное



Рисунок 5 Последовательность «градиентное эхо».

эхо». Ее суть состоит в следующем. Одновременно с 90о-импульсом подают градиентный импульс выбора слоя (рис.5).

После РЧ импульса начинается расфазировка спинов и спад поперечной намагниченности. На рис.5 условно показаны векторы трех элементарных спинов, из которых первый оказался самым «быстрым». Через некоторое время знак градиента выбора слоя (в данном случае Gz) меняется на противоположный. В системе вращающихся координат это соответствует изменению направления вращения спинов. При этом более «быстрые» спины догоняют более «медленные» и в некоторый момент времени они, как и в последовательности «спиновое эхо», будут вращаться синхронно. Регистрируемый в этот момент сигнал будет максимальным и называется градиентным эхо. Метод градиентного эха еще более чувствителен к различиям тканей по Т2, чем метод спинового эха. Обычно он применяется в МР томографах с сильными магнитами.

Из всего сказанного следует, что МР-томография предоставляет намного больше возможностей исследователю, чем РК-томография. Практически единственным информационным параметром для РКТ, на основе которого строится изображение, является коэффициент линейного ослабления μ. По этой причине он часто не может «отличить» здоровую ткань от больной, если они имеют одинаковые μ. РКТ обычно работает по жестким программам, набор которых ограничен. Он позволяет получать изображения только поперечных срезов или косых с малым углом наклона. МР томограф предоставляет исследователю большой простор для творчества. Он имеет больший набор информационных параметров – протонная плотность и времена релаксации Т1 и Т2. Применяя различные типы импульсных последовательностей, врач (вместе с оператором-инженером) может на их основе извлекать большой объем информации и выявлять тончайшие патологии. За одно обследование на МР-томографе может быть получено несколько разных изображений одного и того же среза и сечения самой разнообразной ориентации. В качестве иллюстрации гибкости МРТ на рис.10 показаны РК-томограмма (а) и МР-томограммы (б, в, г) одного и того же среза головного мозга. МР-томограммы получены с помощью разных импульсных последовательностей. Сравнивая изображения, видим, насколько больше визуальной информации несут в себе МР-томограммы.

Рассмотрим теперь полную совокупность сигналов, генерируемых в МР-томографе для выбора и сканирования слоя. Как уже было сказано, выбор слоя производится подачей РЧ импульса и градиентного, обеспечивающего ЯМР в нужном слое. Последующая идентификация отдельных элементов этого слоя осуществляется с помощью считывающих, или кодирующих, градиентных импульсов. Впервые идею частотно-кодирующих градиентов выдвинул и реализовал Лаутербур. Однако метод получения МР-томограмм, который он предложил, требовал очень много времени.

Модификацией метода Лаутербура является метод частотно-фазового кодирования. Рассмотрим его сущность применительно к последовательности «спиновое эхо», которая является одной из стандартных последовательностей в МР томографии. Допустим, требуется получить изображение поперечного (аксиального) среза. Для выбора слоя (его координаты z и толщины) подаются РЧИ и срезо-селективный импульс Gz (рис.6). Следует заметить, что от амплитуды Gz зависит также скорость нарастания градиентного поля и толщина выбираемого слоя: чем больше скорость нарастания, тем меньше толщина. Таким образом, толщина слоя зависит от двух факторов: формы огибающей РЧИ и скорости нарастания срезо-селективного импульса.

Сразу после этого включают градиентный импульс Gy. Он создает градиентное поле, под действием которого векторы намагниченности элементарных объемов слоя (вокселов) вдоль координаты y повернутся на разные углы . Эти углы лежат в пределах -π … +π , т.е. они достаточно малые. Поэтому для их получения нужны градиентные импульсы малой длительности и амплитуды. Через интервал времени ТЕ/2 включается 180о-импульс вдвое большей длительности, чем 90-градусный, и одновременно с ним градиентный Gz такой же длины. Еще через интервал ТЕ/2 появляется эхо и включается считывающий градиентный импульс Gx.



Через период повторения TR снова включается 90о-импульс. В следующем цикле все импульсы, кроме Gy, остаются неизменными. Градиентный импульс Gy меняется в каждом цикле: в процессе сканирования он изменяется от некоторого максимального отрицательного значения до максимального положительного.

Действие градиентных полей Gx и Gy, в принципе, одинаково – оба они вызывают изменение частоты прецессии спинов по сравнению с начальной. Однако градиентный импульс Gx больше по амплитуде и по длительности. За время его действия спины совершают большое число оборотов и можно говорить об изменении частоты.

Поэтому градиентный импульс Gx называют частотно -кодирующим. В силу линейного распределения градиентного поля Gxx частота прецессии также будет линейно изменяться от левого края сечения к правому:

;



здесь - частота смещения по оси z при выборе слоя.



За время действия градиентного импульса Gy спины успевают совершить не более одного оборота, и в этом случае следует говорить о фазе, а импульсы называются фазо-кодирующими. Фазы намагниченностей вокселов также линейно изменяются вдоль оси у, но у этой линейной функции в каждом цикле изменяется величина, а затем и знак углового коэффициента.

Рисунок 6. Полный набор сигналов в последовательности «спиновое эхо».



На рис. 6 показаны в пределах сечения в плоскости *хоу* строка «θk» с неизменной фазой и столбец «ωi» с неизменной частотой. Область их пересечения соответствует вокселу – элементарному объему.

Эхо-сигнал длится обычно 8 – 2 мс и имеет сложную форму. К нему применяется преобразование Фурье, с помощью которого он раскладывается на гармоники

,



где М – количество отсчетов по оси *х*.

Каждая гармоника представляет собой результат суммирования сигналов, полученных от вокселов i-го столбика и имеющих частоту ωi:

, (2)



где ak – амплитуда сигнала от k-го воксела, N – количество повторов (циклов). Всего таких гармоник, т.е. отсчетов, будет M. В ходе реконструкции изображения определяется амплитуда сигнала, пришедшего от каждого воксела. Амплитуда сигнала является мерой протонной плотности данного воксела или характеристикой скоростей релаксации находящихся в нем тканей. Чтобы определить амплитуды вокселов одного столбца, в принципе, нужно решить N уравнений.

Систему уравнений для нахождения амплитуд, получаемых от вокселов i-го столбца, можно составить на основе равенства (2), положив в нем t = 0. Эта система будет иметь вид:

,



, (3)



.



В левой части уравнений (3) первый индекс при θ означает номер воксела, начиная снизу, а второй – номер повтора. Значения sinθik жестко связаны с величинами градиентных импульсов и, в принципе, заранее известны. Величины А и sinθ в правой части определяются из преобразований Фурье.

Внимательный читатель может заметить, что вследствие симметрии фаз θki верхней и нижней половин среза в решении может участвовать только половина уравнений системы (3). Действительно, это так. Для получения недостающей половины можно использовать еще и косинусы этих углов. Таким образом, для определения амплитуд от матрицы вокселов размером M×N нужно решить M систем уравнений типа (3). Эти решения выполняются в конце сканирования. К этому моменту уже готовы результаты Фурье-анализа всех эхо-сигналов. Существуют и другие, более быстрые, методы решения, основанные на представлениях о К-пространстве – матрице частот и фаз [kx,ky], где , .



Каждому вокселу соответствует пиксел изображения (или группа пикселов). Общее количество пикселов (матрица) равно M×N. Для хорошего разрешения желательно иметь матрицу 256×252. Общее время обследования определяется как

TA = TR×N×Кп ,

где TA (time acqistion) – время сбора данных, Кп – кратность повторов.

Повторное сканирование применяется для усреднения результатов с целью увеличения отношения сигнал-шум. Обычно кратность повторов равна 2 – 3. Например, при TR = 1500 мс, Кп =2 и N = 256 получаем ТА = 12,8 мин. На практике это время может быть уменьшено за счет применения меньшего количества повторов. Например, при N =32 время обследования уменьшается в 8 раз. Правда, при этом ухудшается четкость, так как вокселы укрупняются. Но это может быть допустимо для предварительных обследований. Можно также применять быстрые последовательности, например, взвешенные по Т2. Кроме того, надо иметь в виду, что вследствие достаточно длинных периодов повторения и малой длительности откликов за один период TR можно возбудить несколько слоев и получить такое же количество изображений. Например, для последовательности «спиновое эхо» максимальное количество слоев можно оценить по формуле

Nмакс = TR/(TE + C),

где С = 10 –20 мс. При TR = 2000 мс и ТЕ = 80 мс оно будет равно примерно 20.

Как уже отмечалось, в томографах с сильными магнитами применяют быструю последовательность «градиентное эхо». Дальнейшее уменьшение времени обследования может быть достигнуто применением малоугловых РЧИ (α< 90о). При этом время восстановления и соответственно период повторения TR уменьшается во много раз. При этом, конечно, уменьшается и сигнал. Для его восстановления необходимо увеличивать индукцию главного поля. Поэтому низкоугловые последовательности – удел МРТ с сильными магнитами. На них можно производить исследования даже в режиме текущего времени, например, сердца и сосудов.

МР-томографы дают еще одну замечательную возможность исследователям – выполнение ангиографии без введения контрастных веществ. Она основана на том, что за время TR кровь в проходящем сквозь исследуемый слой сосуде успевает полностью обновиться (TR>Тс). Намагниченность «свежей» крови к началу следующей импульсной последовательности будет полной и равной М0, тогда как у неподвижных тканей, уже подвергшихся действию РЧИ, к началу нового цикла ИП намагниченность не успеет полностью восстановиться. Поэтому сигнал от этих тканей будет слабее, чем от крови. Описанный метод называется время-пролетным. Существуют также фазоконтрастные методы визуализации сосудистой структуры. В них используются фазовые различия МР-сигнала от крови и неподвижных тканей. Этот метод используется на базе ИП «градиентное эхо». Здесь с помощью специальных градиентных импульсов кодируют скорость кровотока. В результате этого отклики, поступающие от элементарных объемов крови, проходящих через выбранное сечение в разные моменты времени, имеют разную фазу.