
КАЗАНСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ (ПРИВОЛЖСКИЙ) УНИВЕРСИТЕТ
ИНСТИТУТ ФИЗИКИ

**Принципы получения изображений
в магнитно-резонансной томографии**

К.А. Ильясов

Учебно-методическое пособие для студентов-бакалавров
специализации «Медицинская физика» и «Биотехнические системы
и технологии» и магистров по специальностям «Физика магнитных
явлений» и «Медицинская физика»

Казань -2014

Ильясов К.А. «Принципы получения изображений в магнитно-резонансной томографии»

Кафедра общей физики Института физики Казанского (Приволжского) федерального университета

Учебно-методическое пособие для студентов-бакалавров специальностей «Медицинская физика» и «Биотехнические системы и технологии» и магистров по специальностям «Физика магнитных явлений» и «Медицинская физика»

Рецензенты:

Тагиров М.С. – доктор физико-математических наук, профессор Казанского (Приволжского) федерального университета

Скирда В.Д. – доктор физико-математических наук, профессор Казанского (Приволжского) федерального университета

Оглавление

Введение	3
1. Краткий обзор истории МР-томографии	3
2. Методы МРТ визуализации	5
2.1. Сигнал ЯМР.....	5
2.2. Градиенты магнитного поля.....	6
2.3. Селективные радиочастотные импульсы	8
2.4. Метод двумерного Фурье преобразования	11
2.5. Базовые последовательности для получения МРТ изображения	13
2.5.1. Последовательность градиентного эхо.....	13
2.5.2. Последовательность спин-эхо	17
2.5.3. Последовательность стимулированного-эхо.....	18
2.6. Изображения с контрастом по протонной плотности и по временам релаксации T1 и T2	20
2.7. Отношения сигнал-шум и контраст-шум, пространственное и временное разрешения.....	21
2.8. Артефакты изображения.....	22
2.9. Быстрые методы получения изображения.....	23
2.10. Последовательность турбо-спин-эхо (RARE)	23
2.11. Эхо-планарная последовательность (EPI)	25
3. Заключение	29
4. Список цитируемой литературы	30

Введение

Данное пособие базируется на курсе лекций по магнитно-резонансной томографии (МРТ), которые автор в течение многих лет читал для студентов физического факультета Казанского университета (в настоящее время Институт физики КФУ), а также учебных лекций по физике магнитно-резонансной томографии в рамках учебных курсов Европейского общества в магнитном резонансе в медицине и биологии (ESMRMB – European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology) для медиков, желающих углубить свое понимание физики МРТ. В пособии изложены основные концепции МРТ и принципы получения МР-изображений. Предполагается знакомство читателя с основами явления ядерного магнитного резонанса и методами импульсного ЯМР.

1. Краткий обзор истории МР-томографии

Магнитно-резонансная томография позволяет проводить интроскопию непрозрачных для видимой области света объектов на основе измерений пространственной локализации сигналов ядерного магнитного резонанса (ЯМР). Магнитно-резонансная томография базируется на явлении ядерного магнитного резонанса и использует идею пространственной локализации, которая впервые была реализована в рентгеновском компьютерном томографе. Ядерный магнитный резонанс был открыт Ф. Блохом и Э. Парселом в 1946 г., и метод быстро стал мощным методом исследования структуры вещества. Эксперименты основывались на работах И. Раби, исследовавшего магнитные свойства атомных ядер, за что ему присуждена Нобелевская премия в 1944 г. В 1952 году первооткрыватели метода Ф. Блох и Э. Парсел были так же награждены Нобелевской премией. Следует отметить, что приоритет в магнитном резонансе принадлежит советскому

ученому Е.К. Завойскому, который еще в 1941 г. пытался наблюдать явление ядерного магнитного резонанса, а в 1944 г. обнаружил явление электронного парамагнитного резонанса. Теория магнитного резонанса и его широкие методические приложения были глубоко развиты еще в 1950-1960-х годах [1]. Новые концепции в ЯМР были введены с появлением мини ЭВМ, была разработана методика импульсного ЯМР [2] и чуть позже появился двух- и многомерный-ЯМР [3]. Данные методики существенно подняли чувствительность метода, а использование многомерного ЯМР позволило расшифровать структуры белка в растворе. Введение этих новых идей в ЯМР открыло такие перспективы, что Р. Эрнст в 1991 г. был удостоен Нобелевской премии, а за развитие многомерной ЯМР в приложении к исследованию белков Нобелевской премии в 2002 г. был удостоен К. Вютрих.

Основополагающие концепции магнитно-резонансной томографии разрабатывались, с одной стороны, с использованием всех достижений в импульсном и многомерном ЯМР, известных к тому времени, а с другой стороны, к тому времени уже существовали первые рентгеновские компьютерные томографы, за разработку которых в 1979 г. была вручена Нобелевская премия А.Кормаку и Г. Хаунсфелду. Р. Дамадьян одним из первых предположил, что при онкологических заболеваниях изменяются времена спин-спиновой и спин-решеточной релаксации [4] и предложил использовать этот эффект для сканирования тела человека с целью выявления опухолей. Дальнейшие исследования, однако, показали, что только по временам релаксации онкологические ткани идентифицировать нельзя. Р. Дамадьян одним из первых запатентовал идею ЯМР аппарата для сканирования всего тела пациента, однако при этом методов как это реализовать, он в своем патенте не предложил. Принципы пространственной локализации с помощью градиентов, предложенные П. Лаутербуром [5], позволили получить первых ЯМР томограммы. Идеи и разработки П. Мансфельда [6] легли в основу современных методов МРТ сканирования,

предложенный им метод эхо-планарного сканирования технически был реализован только в 90-х годах и в настоящее время является основным методом сканирования при функциональных МРТ исследованиях и для диагностики инсульта головного мозга. П. Лаутербур и П. Мансфельд за открытия в области магнитно-резонансной томографии были удостоены Нобелевской премии в 2003 г.

2. Методы МРТ визуализации

2.1. Сигнал ЯМР

Явление ядерного магнитного резонанса возможно наблюдать на ядрах, обладающих ненулевым магнитным моментом. Для этого требуется статическое магнитное поле B_0 и переменное радиочастотное поле частотой ω , удовлетворяющей условию резонанса:

$$\omega = \gamma B_0 \quad (2.1),$$

где γ - гиромагнитное соотношение, величина которого характерна для каждого сорта ядер.

Для протонов γ - гиромагнитное соотношение таково, что в магнитном поле напряженностью в 1 Т частота резонанса ω составляет 42,58 МГц. Частота резонанса зависит от химического окружения атома (химический сдвиг), что широко применяется в ЯМР для установления структуры вещества. Следует отметить, что диапазон химического сдвига для протонов в большинстве случаев не превышает 10 ppm (ppm – миллионная часть, part per million), что для частоты резонанса 42,58 МГц составляет всего 425,8 Гц. В МРТ в

большинстве случаев представляет интерес не величина химического сдвига, а интенсивность сигнала ЯМР от выбранного объема.

С конца 60-х годов используется импульсный ЯМР, где спад сигнала индукции (ССИ) регистрируется после возбуждающего радиочастотного импульса, либо сигналы ЯМР формируются серией РЧ импульсов по механизму спин-эхо или стимулированного эхо.

Интенсивность сигнала ЯМР I пропорциональна количеству протонов $n = V\rho$, где ρ - протонная плотность, а V - объем от которого регистрируется сигнал. Интенсивность сигнала зависит также от вида импульсной последовательности и параметров релаксации – времен спин-решеточной релаксации T_1 и спин-спиновой релаксации T_2 :

$$I \sim \alpha \rho V f_1(T_1, T_2) f_2(TE, TR) \quad (2.2)$$

коэффициент α зависит от сорта ядер, величины напряженности магнитного поля B_0 и чувствительности аппаратуры. Функции $f_1(T_1, T_2)$ и $f_2(TE, TR)$ определяются типом импульсной последовательности, которой генерируется наблюдаемый сигнал ЯМР, причем f_2 зависит от параметров последовательности, в том числе от времени повторения TR и времени эхо TE , а f_1 определяется свойствами самого объекта, и может зависеть от координаты. Функции f_1 и f_2 могут включать и другие параметры, например, коэффициент самодиффузии.

2.2. Градиенты магнитного поля

Для локализации сигнала в МРТ используются градиенты магнитного поля.

$$B = B_0 + \vec{r} \cdot \vec{G}(r) \quad (2.3)$$

Как правило, в МРТ используются линейные градиенты магнитного поля:

$$B = B_0 + xG_x + yG_y + zG_z \quad (2.4)$$

Частота резонанса в таком случае будет

$$\omega = \gamma(B_0 + xG_x + yG_y + zG_z) \quad (2.5)$$

Т.е. при задании градиента только вдоль оси x частота резонанса будет пропорциональна координате x , а задавая градиент только вдоль оси y , частота резонанса будет характеризовать положение вдоль оси y .

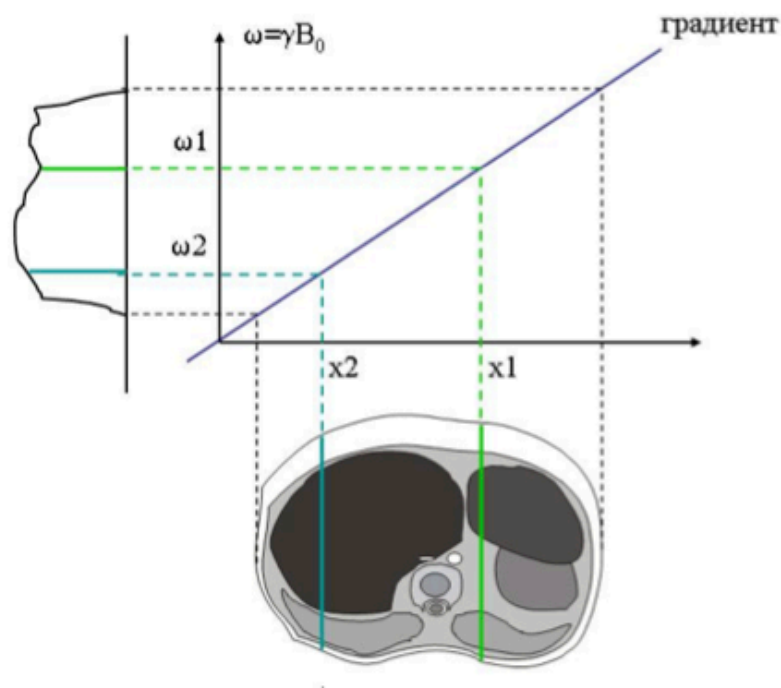


Рис. 1. В присутствии линейного градиента магнитного поля G частота резонанса связана с координатой соотношением (2.5)

В данном случае предполагается, что неоднородности статического магнитного поля ΔB_0 и неоднородности магнитного поля в самом объекте исследования малы по сравнению с величиной градиента G .

Зависимость интенсивности сигнала от частоты будет характеризовать проекцию функции (2.2) на направление градиента. Так для градиента вдоль оси x получим

$$I(x) = \iint_{\text{образец}} \alpha \rho(x, y, z) V f_1(T_1(x, y, z), T_2(x, y, z)) f_2(TE, TR) dy dz \quad (2.6)$$

Аналогично можно получить зависимость интенсивности сигнала вдоль любого другого направления градиента.

Проведя достаточно большое число измерений вдоль различных направлений градиента, можно найти функцию пространственного распределения $\rho(x, y, z) f_1(T_1(x, y, z), T_2(x, y, z))$

Такой метод восстановления изображения по проекциям был впервые реализован П. Лаутербуром в его основополагающей статье по МРТ [5]. В настоящее время более широко используется метод двумерной Фурье томографии (см. раздел 2.4).

2.3. Селективные радиочастотные импульсы

Как было показано в предыдущем разделе градиенты магнитного поля позволяют кодировать информацию вдоль выбранного направления. Если в присутствии такого градиента приложить селективный РЧ импульс, то резонансные условия выполняются только в диапазоне частот от $\omega - \Delta\omega$ до $\omega + \Delta\omega$ и соответственно можно будет выбрать слой толщиной $2\Delta x = \frac{\Delta\omega}{\gamma G}$. Частото-селективность РЧ импульсов достигается определенной формой импульса – в простейшем случае она гауссова $f(x) = \exp(-x^2)$ или $\text{sinc} = \sin(x)/x$, ограниченный одним или двумя лепестками

вокруг центрального максимума. Ограничение функции sinc центральными лепестками приводит к ухудшению профиля импульса и появлению боковых полос возбуждения. Последние можно подавить, используя комбинацию форм импульса, например, взвешивая форму sinc гауссовой функцией (Рис. 2). Форма профиля РЧ импульса в частотном диапазоне, средняя и пиковая РЧ мощность, чувствительность к погрешностям калибровки амплитуды импульса и другие параметры сильно влияют на получаемые в МРТ данные. По этой причине в МРТ разработано и используется большое число различных РЧ импульсов, более подробное рассмотрение можно найти, например, в [7, 8].

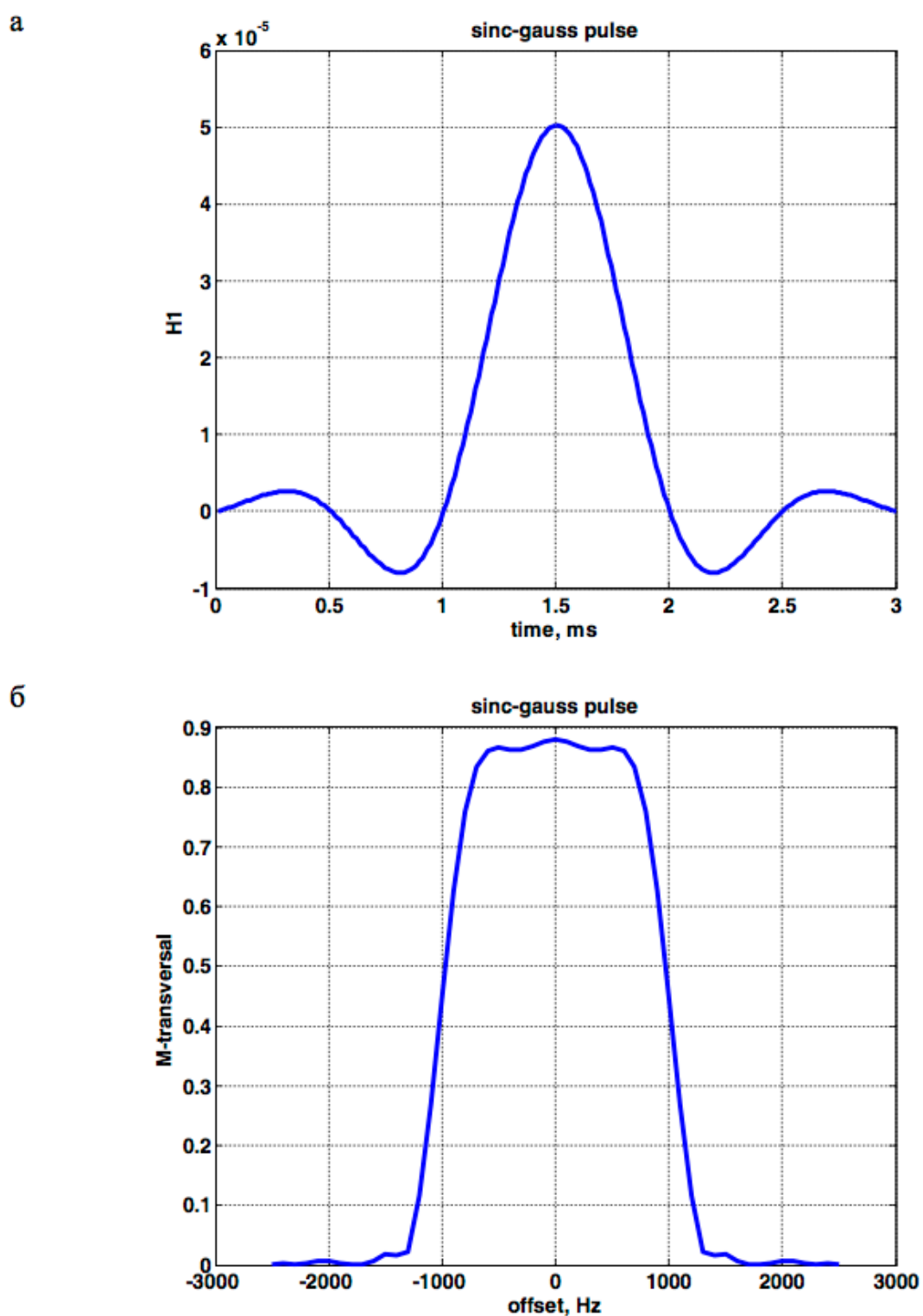


Рис. 2. Частоселективный импульс sinc-gauss, полученный перемножением формы sinc и гауссового импульса. *a*- зависимость РЧ амплитуды от времени, *б* – его профиль в частотном диапазоне.

2.4. Метод двумерного Фурье преобразования

В настоящее время для формирования МРТ изображений используется метод двумерного преобразования Фурье. Принцип метода аналогичен методу двумерной спектроскопии [3]. Кодирование по одному из направлений осуществляется градиентом, приложенным во время считывания сигнала (так называемый Read gradient – считывающий градиент). Сигнал модулируется также фазокодирующим градиентом, который включается на фиксированное время до регистрации сигнала. Измерения повторяются с различными амплитудами фазокодирующего градиента, в результате чего собирается двумерный массив данных, где сигнал во временной области прокодирован одновременно по двум направлениям:

$$\begin{aligned}
 S(x, y, t) &= I_0 \exp(-jk_x x) \exp(-jk_y y), \\
 k_x &= \gamma G_x t = \gamma \int_0^t G_x(\tau) d\tau, \\
 k_y &= \gamma G_y t = \gamma \int_0^t G_y(\tau) d\tau
 \end{aligned}
 \tag{2.7}$$

где $j = \sqrt{-1}$. Полученные данные во временной области часто называют данными в k-пространстве (k-space).

Двумерное Фурье преобразование переводит данные из временной области в частотное пространство, а поскольку для линейных градиентов частота пропорциональна координате, получается распределение амплитуды сигнала по координатам. В большинстве случаев МРТ изображение представляет собой амплитуду измеренного сигнала на соответствующей частоте. Интенсивность сигнала сопоставляют со шкалой серого цвета – минимальный сигнал соответствует черному цвету, а максимальная

амплитуда белому. Для клинических применений обычно используют 256 градаций серого цвета. Каждый элемент изображения называют пикселем, а в случае трехмерной томографии или при учете толщины среза, говорят, что изображение состоит из вокселей.

Для получения МРТ изображения 256 на 256 пикселей измеренная матрица данных во временной области тоже должна быть размером 256 на 256 (в данном случае возможность интерполяции к большей матрице изображений не рассматривается). При считывании сигнала эхо измеряется $N_R = 256$ точек данных вдоль считывающего направления. Чтобы получить данные, промодулированные по фазокодирующему градиенту, их следует измерить с $N_{ph} = 256$ различными амплитудами фазокодирующего градиента. Общее время измерения ТА составит $TA = TR * N_{ph}$, где TR время повторения. В клинических измерениях TR может составлять 3-5 с и, таким образом, общее время измерения одного изображения может быть до $256 * 5 \text{ с} = 1280 \text{ с} = 21 \text{ мин } 20 \text{ с}$. В настоящее время разработаны способы ускорения получения МРТ изображения, и возможно получить МРТ изображение хорошего качества за время от нескольких минут до долей секунды.

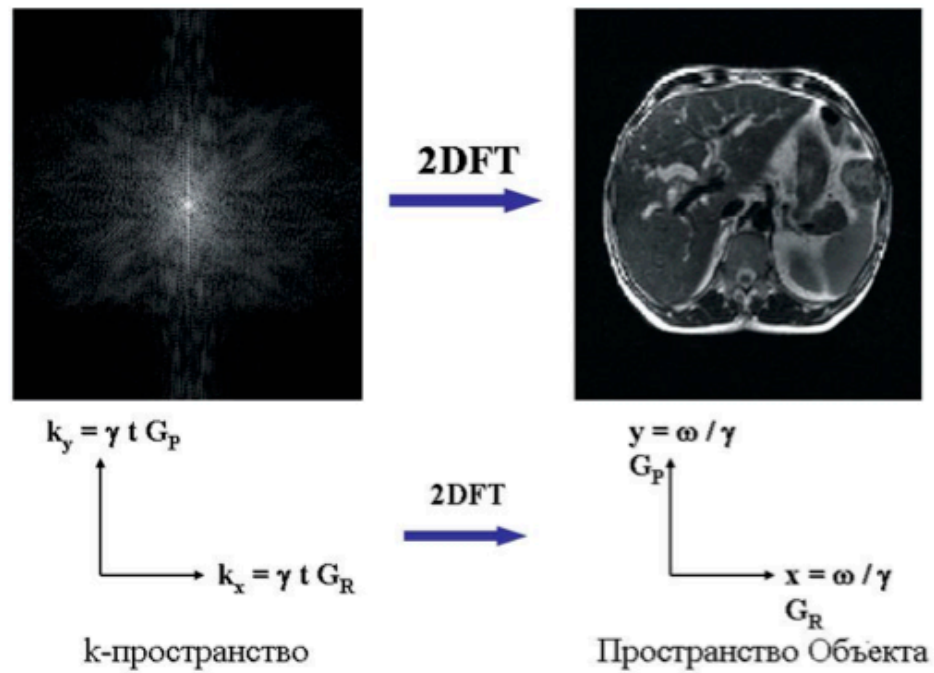


Рис. 3. Двумерное преобразование Фурье (2DFT) переводит данные из k-пространства в пространство частот-координат.

2.5. Базовые последовательности для получения МРТ изображения

2.5.1. Последовательность градиентного эхо

На Рис. 4 приведена последовательность¹ градиентного эхо. Частото-селективный РЧ импульс прикладывается в присутствии градиента D вдоль

¹ Под последовательностью в МРТ подразумевают последовательность радиочастотных и градиентных импульсов строго определенных амплитуд и длительностей (далее по тексту -«МРТ последовательность»)

направления градиента выбора среза. По окончании РЧ импульса вдоль направления градиента выбора среза прикладывается градиент обратной полярности, так чтобы интеграл градиента вдоль направления среза стал равен нулю. Для РЧ импульсов симметричной формы интегрирование ведется от момента середины РЧ импульса ($t = 0$) до конца градиента амплитуды D :

$$\int_0^t G_{slice}(t) dt = 0 \quad (2.8)$$

Градиент C вдоль Read-направления осуществляет кодирование сигнала по частоте вдоль данного направления. Произведение амплитуды G_{Read} градиента C на время δt между последовательным выборками сигнала определяют спектральную ширину сигнала и поле зрения изображения (FOV - field of view). Для того, чтобы сигнал был максимальным в момент его регистрации прикладывается градиент A с полярностью обратной градиенту C , причем должно выполняться условие полной фазировки сигнала вдоль направления Read-градиентов:

$$\int_0^{TE} G_{Read}(t) dt = 0 \quad (2.9)$$

Изменение фазы сигнала $\Delta\varphi^{Read}$ зависит от длительности τ и амплитуды $G_B(i)$ фазокодирующего градиента B как:

$$\Delta\varphi_i^{Read} = \gamma G_C \delta t \quad (2.10)$$

Градиент B вдоль фазокодирующего направления осуществляет модуляцию сигнала. Изменение фазы сигнала $\Delta\varphi$ зависит от длительности τ градиента B и его амплитуды $G_B(i)$ как:

$$\Delta\varphi_i^{Phase} = \gamma G_B(i) \tau \quad (2.11)$$

Измерения повторяются многократно с постоянным инкрементном амплитуды градиента $G_B(i)$. В результате измерений получается двумерная матрица данных $S(\Delta\varphi^{Read}_i, \Delta\varphi^{Phase}_i)$. После двумерного Фурье преобразования $S(\Delta\varphi^{Read}_i, \Delta\varphi^{Phase}_i)$ переходит в матрицу $S(x, y)$ распределения интенсивности сигнала от координат вдоль осей соответствующих Read- и Phase- градиентов.

Приведенная на Рис. 4 последовательность аналогична последовательности FLASH [9]. На практике данная последовательность дополняется градиентами-спойлерами для разрушения нежелательных сигналов и по окончании регистрации сигнала прикладывается еще один фазокодирующий градиент с обратной полярностью для возврата фазы намагниченности в исходное состояние.

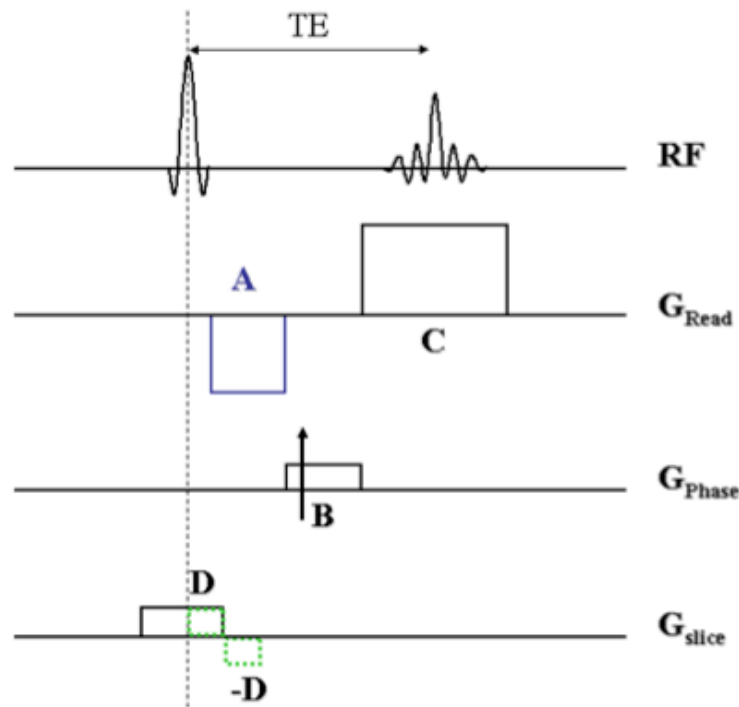


Рис. 4. Импульсная последовательность градиентного эхо. Для получения двумерного изображения приведенная последовательность повторяется N_{pk} раз с различными значениями амплитуды фазокодирующего градиента **B**. Для наглядности приведены только кодирующие градиенты, градиенты, возвращающие фазу намагниченности к начальному состоянию, и спойлеры опущены.

При отсутствии эффектов насыщения интенсивность сигнала следующим образом зависит от времени эхо TE :

$$M = M_o \exp\left(-\frac{TE}{T_2^*}\right) \quad (2.12)$$

Время релаксации T_2^* включает, как и эффекты спин-решеточной релаксации, так и обратимую расфазировку сигнала за время TE .

2.5.2. Последовательность спин-эхо

В последовательности «спин-эхо» сигнал формируется по механизму спин-эхо. Градиенты для получения изображения аналогичны градиентам в последовательности градиентного эхо. Градиент под 180° - импульсом должен быть симметричен относительно импульса и тогда эффекты расфазировки этого градиента самокомпенсируются. Предварительная расфазировка вдоль направления считывания может осуществляться градиентом А или он может быть до 180° -импульса, и тогда его полярность А' будет одинаковой с полярностью считывающего градиента С.

Интенсивность сигнала в момент появления спинового эхо при отсутствии эффектов насыщения будет:

$$M = M_0 \exp\left(-\frac{TE_1}{T_2}\right) \quad (13)$$

Последовательность спин-эхо позволяет рефокусировать расфазировку сигнала за счет макроскопических неоднородностей магнитного поля, и спад сигнала зависит от времени спин-спиновой релаксации T_2 .

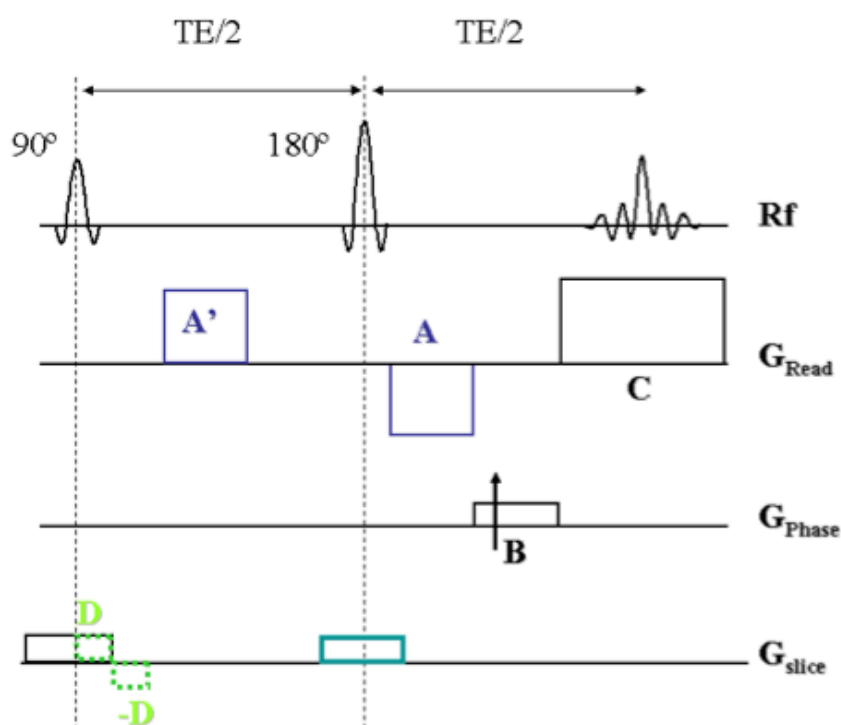


Рис. 5. Импульсная последовательность спин-эхо. Для получения двумерного изображения приведенная последовательность повторяется N_{Ph} раз с различными значениями амплитуды фазокодирующего градиента B . Время повторения TR определяется как интервал между последовательными 90° импульсами.

2.5.3. Последовательность стимулированного-эхо

В данной последовательности сигнал МРТ формируется по механизму стимулированного-эхо (Рис. 6). Особенность этой последовательности в том, что на интервалах TE спад сигнала происходит по механизму спин-спиновой релаксации, а в интервале смешивания TM намагниченность спадает по механизму спин-решеточной релаксации. В интервале TM «полезная»

намагниченность направлена вдоль оси Z , а поперечная намагниченность вклад в стимулированное эхо не дает, и, таким образом, теряется 50% сигнала. Интенсивность сигнала при отсутствии эффектов насыщения будет:

$$M = \frac{1}{2} M_0 \exp\left(-\frac{TE}{T_2}\right) \exp\left(-\frac{TM}{T_1}\right) \quad (2.14)$$

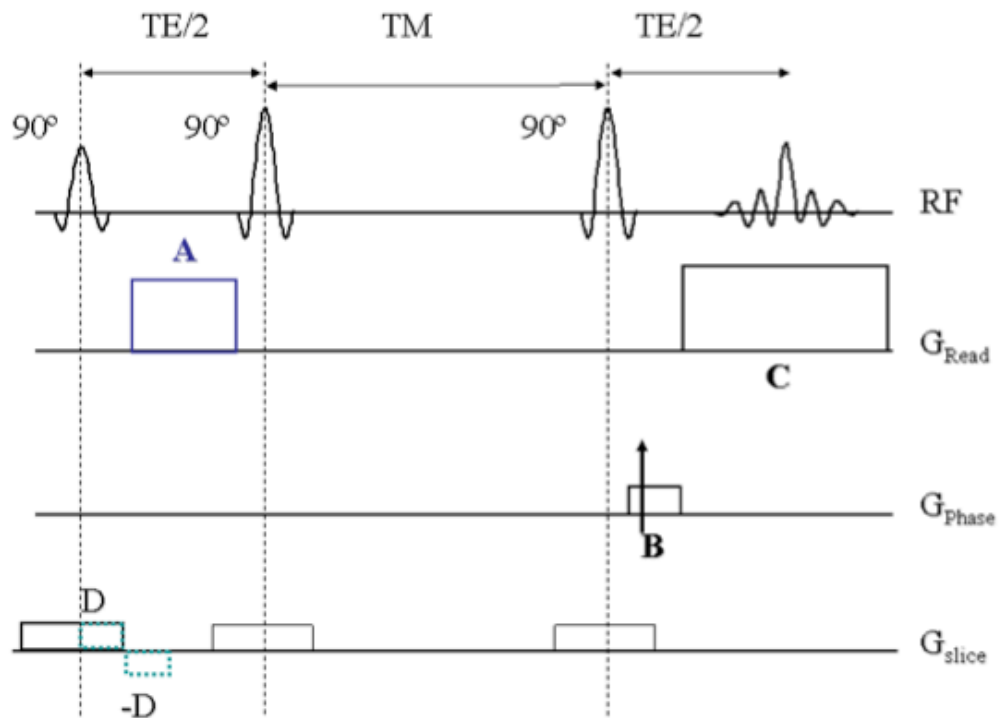


Рис. 6. Импульсная последовательность стимулированного-эхо. Для получения двумерного изображения приведенная последовательность с интервалом TR повторяется N_{ph} раз с различными значениями амплитуды фазокодирующего градиента B

2.6. Изображения с контрастом по протонной плотности и по временам релаксации T1 и T2

Явление спин-решеточной и спин-спиновой релаксации используется в МРТ для получения изображений с различным контрастом. При измерении сигнала со временем TR порядка и меньше времени T1 возникает эффект насыщения, ткани с наибольшим T1 насыщаются больше, в результате интенсивность сигнала падает. Ткани с более коротким T1 насыщаются в меньшей мере, в итоге интенсивность сигнала уменьшается меньше. Такое изображение называется T1-взвешенным (или с контрастом по T1) и оно имеет один из типичных контрастов, используемых для клинических МРТ изображений.

За время TE сигнал спадает как

$$I = I_0 \exp(-TE/T_2) \quad (2.15)$$

Амплитуда сигнала тканей с более длинным T2 падает медленнее, чем для тканей с более коротким временем спин-спиновой релаксации. При отсутствии эффектов насыщения (т.е. эффектов T1-взвешивания) интенсивности сигналов от тканей с различными временами T2 будут иметь разные интенсивности. Такие изображения принято называть T2-взвешанными, или изображениями с контрастом по T2.

Если эффекты T1- и T2- взвешивания отсутствуют, интенсивность изображения зависит только от локальной протонной плотности. Такие изображения называют изображениями по протонной плотности.

На практике интенсивность сигнала может зависеть как и от T1- так и от T2- взвешивания. Контраст таких изображений называют смешанным. Для двух тканей с фиксированными T1 и T2 соотношение интенсивностей может инвертироваться при изменении времен TE и TR, поэтому такой контраст изображений не используется для клинического анализа.

2.7. Отношения сигнал-шум и контраст-шум, пространственное и временное разрешения

Отношение величины полезного сигнала к уровню шума имеет большое значение в МРТ. МРТ изображения с низким отношением сигнал-шум трудно анализировать. Другим фактором является отношение контраст-шум, которое можно определить как отношение разности амплитуд сигналов от двух различных тканей к уровню шума. Если отношение контраст-шум мало, то ткани будут либо плохо, либо совсем неразличимы.

При исследовании неживых объектов можно провести достаточное количество накоплений и тем самым получить желаемое отношение сигнал-шум. Изменения на пациентах могут продолжаться до 30 минут, большее время проблематично и затруднительно для пациента. Напряженность магнитного поля и эффективность приемо-передающей системы определяют, какой максимальный сигнал-шум можно получить. В процессе формирования изображения отношение сигнал-шум падает за счет эффектов релаксации и других потерь сигнала. Количество накоплений сигнала на человеке ограничено временем обследования, поэтому, в определенных случаях, приходится увеличивать размер воксела. В силу того, что сигнал пропорционален числу спинов, и, таким образом, объему воксела, двукратное изменение линейных размеров воксела, приводит к 8-ти кратному изменению объема и соответственно сигнала.

Следует отметить, что при одинаковом времени накопления сигнала в последовательности, где изображение формируется 2М и 3М-Фурье методами дают изображения с большим соотношением сигнал-шум, чем для метода «чувствительная линия».

Для быстрых последовательностей отношение сигнал-шум часто является лимитирующим фактором. Часто в таких случаях требуется компромисс между временем измерения и пространственным разрешением. При увеличении скорости измерения возрастает временное разрешение последовательности, однако для сохранения приемлемого отношения сигнал-шум приходится увеличивать размеры вокселя и, тем самым, уменьшать пространственное разрешение. В тех случаях, когда низкое пространственное разрешение приемлемо, например, изображения-навигаторы для коррекции движения, изображения можно получать очень быстро. В связи с этим большой интерес представляют методы, позволяющие существенно поднять чувствительность метода. Одним из таких подходов является использование явления динамической ядерной поляризации, когда интенсивность ЯМР сигнала может быть увеличена в тысячи раз. Однако нерешенная до настоящего времени проблема состоит в малом времени жизни таких гиперполяризованных состояний, особенно в живом организме.

2.8. Артефакты изображения

Артефактом МРТ изображения называют любые ошибки в изображении. Часть из них может быть вызвана неверным выбором параметров МРТ сканирования, как, например, артефакт свертки. Другие артефакты могут возникнуть как результат дефекта аппаратуры, как, например, артефакты, связанные с дефектом аналогово-цифрового преобразователя. Артефакты третьего типа специфичны для какого-либо метода получения МРТ изображений, например, артефакты, возникающие при наложении (интерференции) нескольких эхо в последовательности турбо спин эхо.

2.9. Быстрые методы получения изображения

2.10. Последовательность турбо-спин-эхо (RARE)

Последовательность турбо-спин-эхо, или RARE (англ. «Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement» – быстрое измерение с усилением контраста) как она названа в оригинальной статье автора метода [10] позволяет ускорить получение изображения. В основе лежит последовательность мульти-спин-эхо, в ЯМР литературе обычно называемой последовательностью Карр-Паррселл-Мейбиум-Гилла [11]. Во многих тканях и органах человека время T₂ порядка сотен миллисекунд и за это время можно измерить несколько последовательно рефокусированных спин-эхо. Градиенты для получения изображения аналогичны градиентам в последовательности спин-эхо, причем каждое спин-эхо кодируется своим фазокодирующим градиентом и тем самым за одно возбуждение регистрируется сразу несколько линий k-пространства (Рис. 7) . Число линий k-пространства, измеряемых за одно возбуждение, называют турбо-спин фактором.

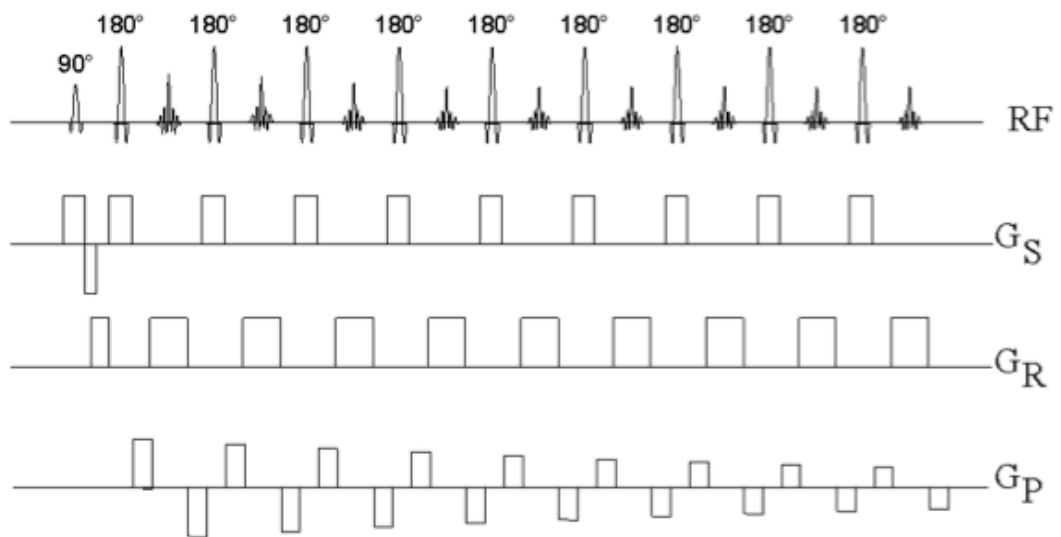


Рис. 7. Последовательность турбо-спин-эхо. После возбуждающего 90° импульса прикладывается серия 180° импульсов с интервалами равными времени эхо TE , интервал между 90° и первым 180° импульсом $TE/2$. Каждое спин-эхо кодируется своим фазокодирующим градиентом G_P . Для получения МРТ свободных от артефактов нулевой момент градиентов вдоль каждой оси к моменту каждого РЧ импульса должен быть равен нулю.

Последовательность турбо-спин-эхо более требовательна к стабильности оборудования и требует более точной калибровки градиентов. Если нулевой момент градиентов $M_{i_i} = \int G_i(t)dt$, где $i = x, y$ или z между последовательными эхо-сигналами не равен в точности нулю (в том числе и за счет погрешностей, вызванных токами Фуко), малая ошибка

накапливается и появляется много эхо-сигналов, интерферирующих между собой. На МРТ изображении это может проявляться в виде зон интерференционных максимумов и минимумов [12, 13], а также может не быть видно явно на изображениях, однако давать погрешности в амплитуде сигнала.

2.11. Эхо-планарная последовательность (EPI)

Вариант эхо-планарной последовательности с контрастом по $T2^*$ показан на Рис. 7. При формировании сигнала по механизму спин-эхо получают изображения взвешенные по $T2$. Наиболее распространены эхо-планарные последовательности за одно возбуждение (single shot), при этом всё k -пространство измеряется сразу после одного РЧ импульса. Время измерения ограничено временем релаксации, поэтому в данной последовательности используется очень широкая полоса пропускания приемника для максимально быстрой записи сигнала эхо. Последовательные эхо-сигналы формируются считывающими градиентами чередующейся полярности, причем желательно, чтобы эти импульсы имели трапециевидную форму с плоским плато и с фронтами, хорошо воспроизводимыми и одинаковыми для импульсов разной полярности. Для получения изображения за одно возбуждение скорость переключения градиентов должна быть большой, а их амплитуда должна быть 25 мТ/м или выше. В целях ускорения измерения регистрацию данных проводят не только по достижению считывающим градиентом плато, но и на фронтах. Полученные данные при этом необходимо интерполировать так, чтобы в k -пространстве они были расположены эквидистантно. Наибольшую проблему в реализации эхо-планарной последовательности представляла компенсация малых различий градиентных импульсов противоположной полярности. Как правило, для мощных импульсов окончательный каскад усиления схемотехнически

реализуется двумя оконечными усилителями для импульсов положительной и отрицательной полярности. Достичь полной их идентичности практически невозможно, а различия в градиентах противоположной полярности приводят к фазовым различиям четных и нечетных эхо-сигналов в k -пространстве. Токи Фуко и внерезонансные эффекты также приводят к различию фаз четных и нечетных эхо-сигналов, что проявляется на изображениях в виде Найквист-артефакта – амплитуда истинного изображения падает и появляется дополнительное изображение, смещенное относительно истинного на половину поля зрения. При ошибке фазы φ , независимой от координаты, интенсивность измеряемого изображения $I'(l,m)$ зависит от интенсивности идеального изображения $I(l,m)$ как:

$$I'(l,m) = I(l,m)\cos\varphi + iI(l,m - \frac{N_y}{2})\sin\varphi, \quad (2.16)$$

Где N_y - размер матрицы изображения вдоль фазокодирующего направления. Первое слагаемое в уравнении (2.16) соответствует истинному изображению, его интенсивность уменьшена пропорционально $\cos\varphi$, а второе слагаемое – Найквист-артефакт, интенсивность которого пропорциональна $\sin\varphi$, и оно сдвинуто на половину поля зрения вдоль фазокодирующего направления

Устранение такого артефакта не тривиально. В большинстве случаев производится калибровочное измерение, и по нему вычисляются поправки для компенсации разницы фаз между эхо-сигналами. В ряде случаев возможно скорректировать этот артефакт и без дополнительного измерения. Интересен метод, разработанный доктором Фрацисеком Хеннелем [14]. Идея метода состоит в том, что если на краях изображения сигнал от самого объекта отсутствует и есть только сигнал Найквист-артефакта, то по этому

сигналу можно рассчитать поправочные параметры для компенсации артефакта.

Другая особенность эхо-планарной последовательности – зигзагообразный характер движения по k -пространству и, соответственно, время между считыванием последовательных сигналов вдоль фазокодирующего направления совпадает со временем между последовательными эхо-сигналами $T_{\text{меж-эхо}}$. Для клинических систем $T_{\text{меж-эхо}}$ порядка 1 мс, в результате поле зрения в фазокодирующем направлении определяется разбросом частот всего в ~ 1000 Гц (обычно называют полосой пропускания в фазокодирующем направлении). Разница химических сдвигов «вода»-«жир» на магнитных полях напряженностью в 1,5 Т составляет ~ 200 Гц и изображения «вода» и «жир» смещаются друг относительно друга на $1/5$ поля зрения и интерпретация изображений становится невозможной. Нежелательные сигналы от жира в эхо-планарной последовательности необходимо либо устранять импульсами для подавления сигналов жира, либо использовать импульсы для селективного возбуждения только протонов воды. Кроме того на магнитных полях с напряженностью в 1,5 Т и выше различия магнитных восприимчивостей между мышцами, тканями головного мозга, костями черепа и воздушными полостями в голове создают градиенты магнитного поля порядка десятков Гц, что приводит к значительным искажениям эхо-планарных изображений.

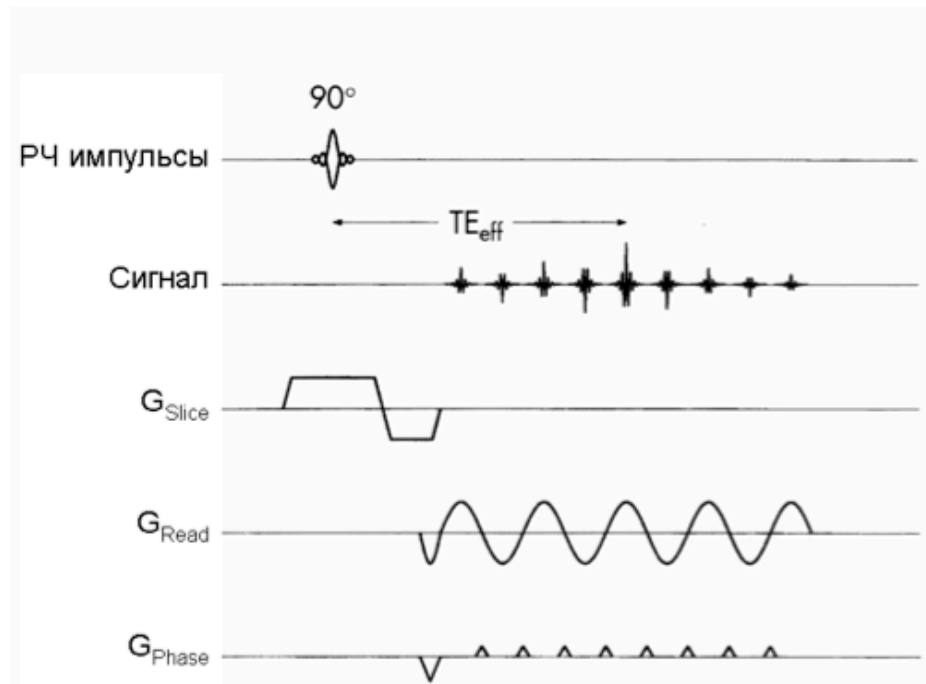


Рис. 8. Одна из разновидностей эхо-планарной последовательности. Сигнал формируется по механизму градиентного эхо, эффективное время эхо определяется как время от РЧ импульса до момента, когда будет регистрироваться эхо, соответствующее центру k -пространства. В этот момент нулевой момент фазокодирующего градиента

обращается в нуль, т.е. $\int_0^{TE_{eff}} G_{Phase}(t) dt = 0$. На рисунке показаны

синусоидальные считывающие градиенты, которые могут быть также трапецевидными. Фазокодирующие градиенты показаны в виде коротких импульсов – «блипов». Возможна модификация, когда «блипы» заменяются небольшим, постоянным по амплитуде градиентом. Сигнал может формироваться также по механизму спин-эхо или стимулированного эхо.

3. Заключение

В настоящее время для проведения МРТ предложены сотни различных импульсных последовательностей. Кроме того различные производители МРТ оборудования дают свои коммерческие названия импульсным последовательностям, так, например, последовательность RARE некоторые фирмы используют под названием FSE (Fast spin echo) или TSE (turbo spin echo) и т.д. Большинство таких импульсных последовательностей позволяет либо получить какой-либо особый контраст изображения (например подавить сигналы жира или спинномозговой жидкости), либо получать изображения за более короткое время. Математическое описание эволюции сигналов ЯМР, формирующих изображения в многоимпульсных быстрых последовательностях, может быть достаточно сложным, и не всегда возможно получить строгое аналитическое решение, однако все они могут быть проанализированы с точки зрения выше рассмотренных физических принципов и методик.

4. Список цитируемой литературы

1. Ядерный магнетизм /А. Абрагам.- Москва, Иностранная литература, 1963.- р.
2. Application of Fourier Transform Spectroscopy to Magnetic Resonance / R. R. Ernst, W. A. Anderson //Review of Scientific Instruments.- 1966.- Vol. 37, No. .- P. 93-102.
3. ЯМР в одном и двух измерениях. Перевод с англ. под ред. д.ф.-м.н. Салихова К.М. /Р. Эрнст, Д. Боденхаузен, А. Вокаун.- Москва, "Мир", 1990.- р.
4. Tumor detection by nuclear magnetic resonance / R. Damadian //Science.- 1971.- Vol. 171, No. 976.- P. 1151-1153.
5. Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance / P. C. Lauterbur //Nature.- 1973.- Vol. 242, No.- P. 190-191.
6. Быстрая магнитно-резонансная томография (перевод на русский) / П. Мэнсфилд //Успехи физических наук.- 2005.- Vol. 175, No. 10.- P. 1044-1052.
7. Handbook of MRI Pulse Sequences /M. A. Bernstein, K. F. King, X. J. Zhou.- New York, Academic Press, 2004.- р.
8. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design /E. М. Хаакке, R. W. Brown , M. R. Thompson , R. Venkatesan - New York, Wiley-Liss, 1999.- р.
9. Rapid NMR imaging of dynamic processes using the FLASH technique / J. Frahm, A. Haase, D. Matthaei //Magn Reson Med.- 1986.- Vol. 3, No. 2.- P. 321-327.
10. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR / J. Hennig, A. Nauerth, H. Friedburg //Magn Reson Med.- 1986.- Vol. 3, No. 6.- P. 823-833.

11. Modified spin-echo method for measuring nuclear relaxation times / S. Meiboom, D. Gill // *Review of Scientific Instruments*. - 1958. - Vol. 29, No. 8. - P. 688-691.
12. Generalized MR interferography / J. Hennig // *Magn Reson Med*. - 1990. - Vol. 16, No. 3. - P. 390-402.
13. Echoes - how to generate, recognize, use or avoid them in MR-imaging sequences. Part II: Echoes in imaging sequences / J. Hennig // *Concepts in Magnetic Resonance*. - 1991. - Vol. 3, No. 4. - P. 179-192.
14. Image-based reduction of artifacts in multishot echo-planar imaging. / F. Hennel // *J Magn Reson*. - 1998. - Vol. 134, No. 2. - P. 206-213.

5. Список дополнительной литературы:

1. Аганов А.В. Введение в медицинскую ядерную магнитно-резонансную томографию // Институт физики Казанского (Приволжского) Федерального университета. - 2012. - 60 с.
2. Анисимов Н.В., Пирогов Ю.А., Губский Л.В., Гладун В.В. Управление контрастом и информационные технологии в магнитно-резонансной томографии // Физич. фак-т МГУ имени М.В.Ломоносова, Москва, ISBN 5-8279-0058-3. - 2005 - 140 с.
3. Анисимов Н.В., Батова С.С., Пирогов Ю.А. Магнитно-резонансная томография: управление контрастом и междисциплинарные приложения // *МАКС Пресс Москва*, 2013, ISBN 978-5-317-04542-5, 244 с.