

ОСНОВЫ МРТ

Немного истории

- ▶ 1946г. - **Феликс Блох** установил, что ядро атома и другие заряженные частицы, например протон, имеют магнитное поле, за что ему была присуждена Нобелевская премия. Открытие было сведено им в уравнение, названное уравнением Блоха.
- ▶ Начало 1950-х - исследования Блоха подтверждены экспериментально.
- ▶ 1960г. - разработаны спектрометры ядерно-магнитного резонанса для аналитических целей.
- ▶ 1960е - 1970е - ЯМР спектрометры широко использовались в академических и промышленных исследованиях. Спектрометрия используется для анализа молекулярного строения вещества, основанного на его ЯМР спектре.
- ▶ Конец 1960х - **Раймонд Дамадиан** обнаружил, что злокачественная ткань отличается от нормальной ЯМР параметрами. Он предположил, что на основании этих различий можно характеризовать ткани.
- ▶ 1974г. - он получил первое ЯМР изображение опухоли у крысы.

Еще немного истории...

- ▶ 1977г. - Дамадиан и его помощники сконструировали первый сверхпроводящий ЯМР сканер и получили первое изображение тела человека.
- ▶ Одновременно Пол Лаутербур проводил подобные исследования в этой же области. Вопрос о том, кто же является родоначальником МРТ спорный, хотя, следует признать, что оба ученых внесли свой вклад.
- ▶ Начало 1980х - широкая разработка и производство МР-сканеров.
- ▶ На данный момент МРТ все еще находится в стадии бурного развития

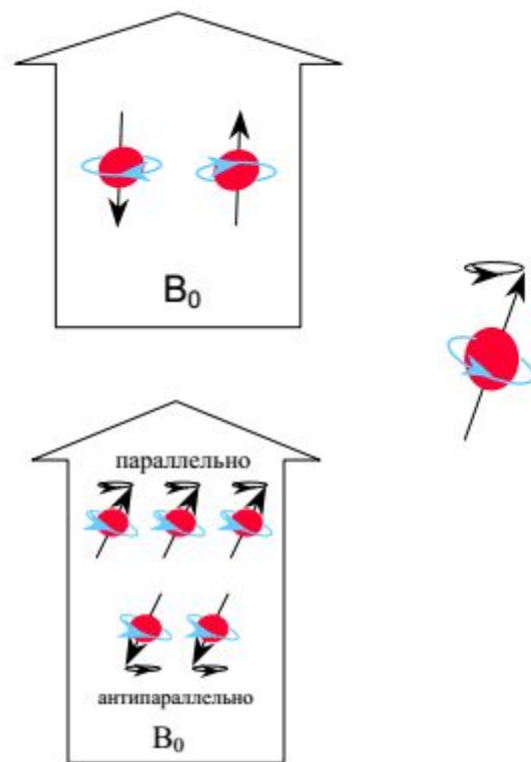
Что такое МРТ?

- ▶ ЯМРТ - Ядерно-магнитно-резонансная томография
- ▶ Я - Ядро - атомное ядро, на его свойствах и базируется метод.
- ▶ М - Магнит - внешнее магнитное поле необходимо для проявления нужных свойств атомного ядра.
- ▶ Р - Резонанс - явление резкого возрастания амплитуды вынужденных колебаний, которое наступает при совпадении частоты собственных колебаний с частотой колебаний вынуждающей силы. При помощи резонанса можно выделить и/или усилить даже весьма слабые периодические колебания.
- ▶ Т - Томография - получение послойного изображения внутренней структуры объекта.
- ▶ Название ядерно-магнитный резонанс (ЯМР) было заменено магнитно-резонансной томографией (МРТ), так как полагалось, что слово ядерный не найдет широкого признания в обществе.

Намагниченность. Атом во внешнем поле.

▶ При помещении атома, например, водорода во внешнее магнитное поле он:

1. Выстраивается параллельно или антипараллельно магнитному полю (состояния с низкой и высокой энергией соответственно.)
2. Начинает прецессировать вокруг этого направления с ларморовой частотой $\omega_0 = \gamma B_0$, где
 - ω_0 - Ларморова частота [МГц]
 - γ - гиромагнитное отношение [МГц/Тл]
 - B_0 - индукция внешнего магнитного поля [Тл]
3. Распределение протонов по состояниям не одинаковое - различие в бррм (parts per million - миллионных долей) на Тл в пользу низкоэнергетического состояния.



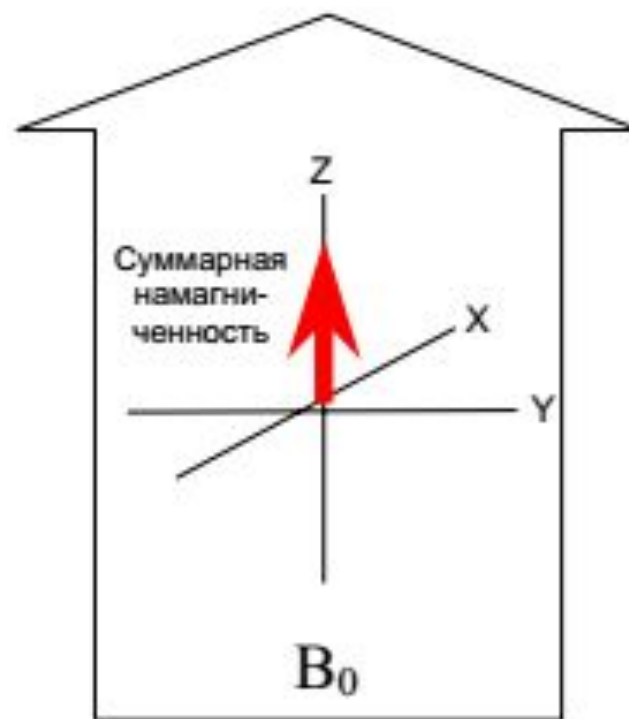
Намагниченность. Гиромагнитное отношение. Ларморова частота.

- ▶ Гиромагнитное отношение - индивидуальная характеристика ядра, описывающая его свойства. Для МРТ подходит не только водород. Примеры других подходящих элементов - в таблице. Водород используется как самый распространенный, а также как имеющий наибольшее гиромагнитное отношение. Другие элементы используются для спектроскопии

Ядро	Ларморовская частота в МГц при 0,5 Тесла	Ларморовская частота в МГц при 1 Тесла	Ларморовская частота в МГц при 7,05 Тесла
¹ H (Водород)	21,29	42,58	300.18
² D (Дейтерий)	3,27	6,53	46,08
¹³ C (Углерод)	5,36	10,71	75,51
²³ Na (Натрий)	5,63	11,26	79.40
³⁹ K (Калий)	1,00	1,99	

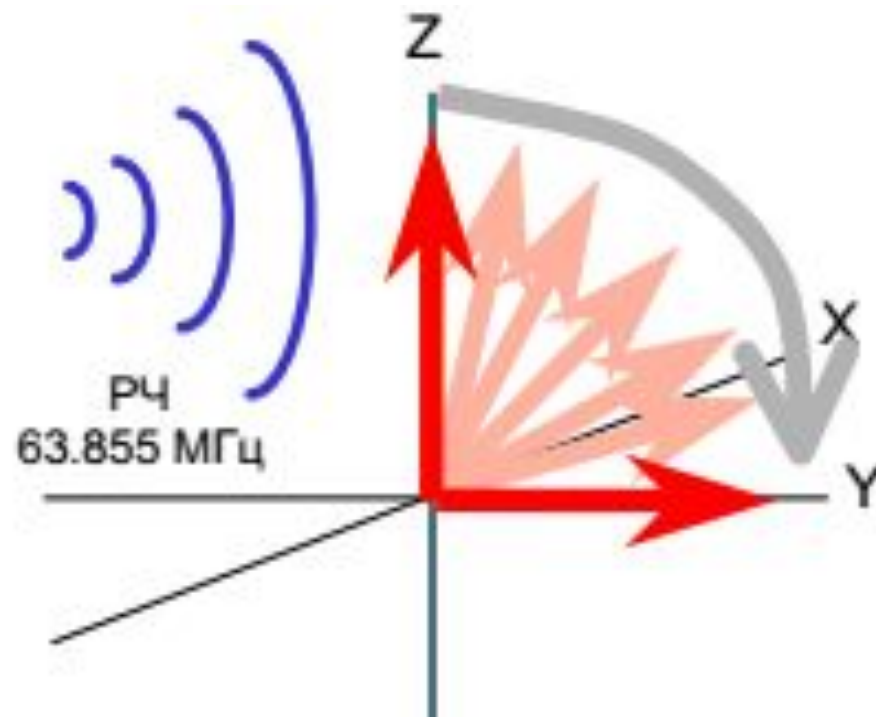
Намагниченность.

- ▶ Суммарной намагниченностью M называют суммарный магнитный момент всех протонов, вычисленный по правилу векторной суммы.
- ▶ Во внешнем поле он, очевидно, отличен от нуля и направлен параллельно полю (за счет перевеса в бррт/Тл в пользу протонов ориентированных параллельно полю).
- ▶ Введем систему координат так, чтобы исходный вектор суммарной намагниченности был направлен вдоль оси Z .



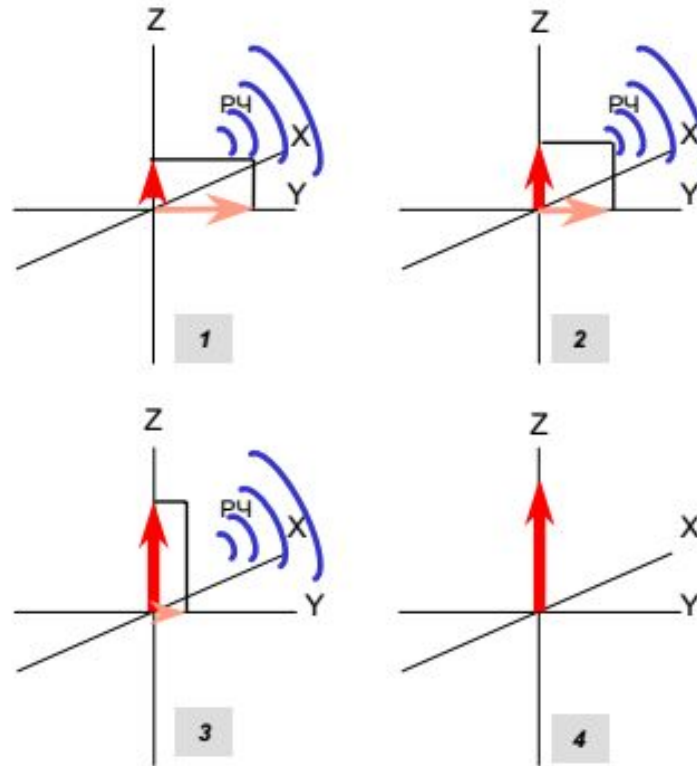
Возбуждение. Центральная частота. Резонанс.

- ▶ Центральной частотой системы называют Ларморову частоту атомов водорода, соответствующую центральному полю данной системы.
- ▶ Явление резонанса играет важную роль в процессе возбуждения. Атомы водорода чувствительны только к электромагнитным колебаниям ларморовой частоты, следовательно, подавая электромагнитный импульс такой частоты мы можем переводить атомы из низкоэнергетического состояния в высокоэнергетическое.
- ▶ Вектор суммарной намагниченности M при этом отклоняется от оси Z на угол α , называемый углом поворота - Flip Angle (FA). Управлять FA можно регулируя амплитуду и длительность РЧ импульса.
- ▶ При этом мы как бы «закачиваем» энергию в образец. Этот процесс и называется возбуждением.



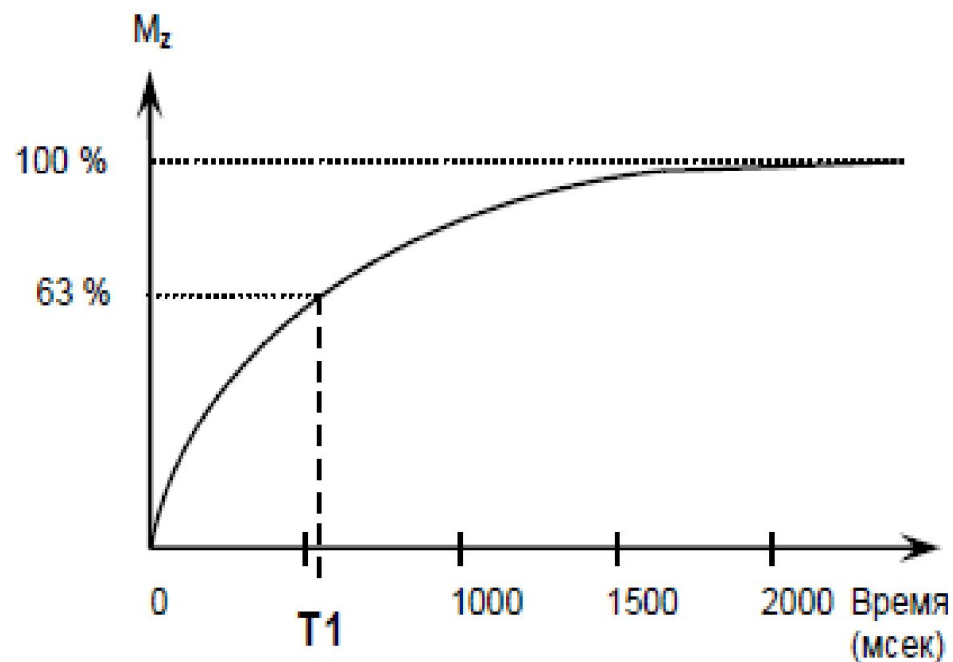
Релаксация. T1

- ▶ Протоны стремятся вернуться в первоначальное положение, называемое равновесием. Это достигается за счет излучения поглощенной энергии в форме (незначительного) тепла и электромагнитных волн.
- ▶ Происходит «обратное возбуждение»: вектор намагниченности M возвращается к оси Z , при этом излучается радиоволна.
- ▶ Процессы происходящие вдоль оси Z известны, как спин-решеточная или T1-релаксация.



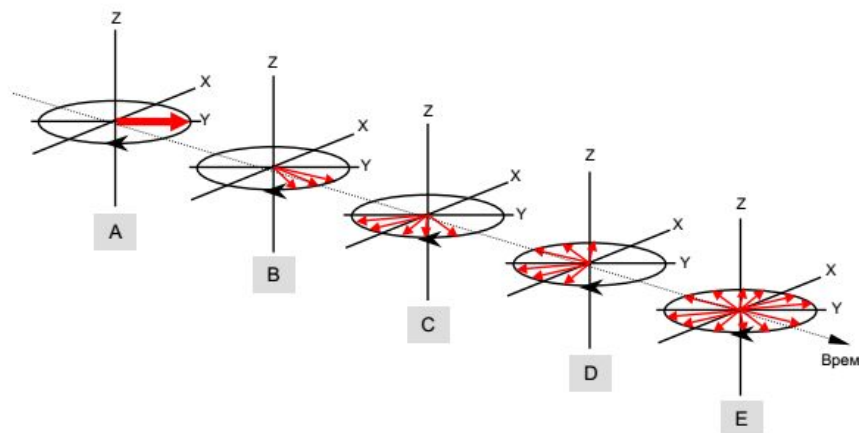
Релаксация. Кривая T1-релаксации.

- ▶ Протоны в ткани участвуют в химических связях разной силы. Сильно связанные протоны выделяют энергию быстрее. Этим объясняется форма приведенного графика.
- ▶ График индивидуален для каждой ткани, что обеспечивает хорошее контрастное разрешение МРТ.
- ▶ Постоянной времени T1 называют время, необходимое для достижения проекцией M_z намагнитченности M на ось Z , 63% начального значения M .

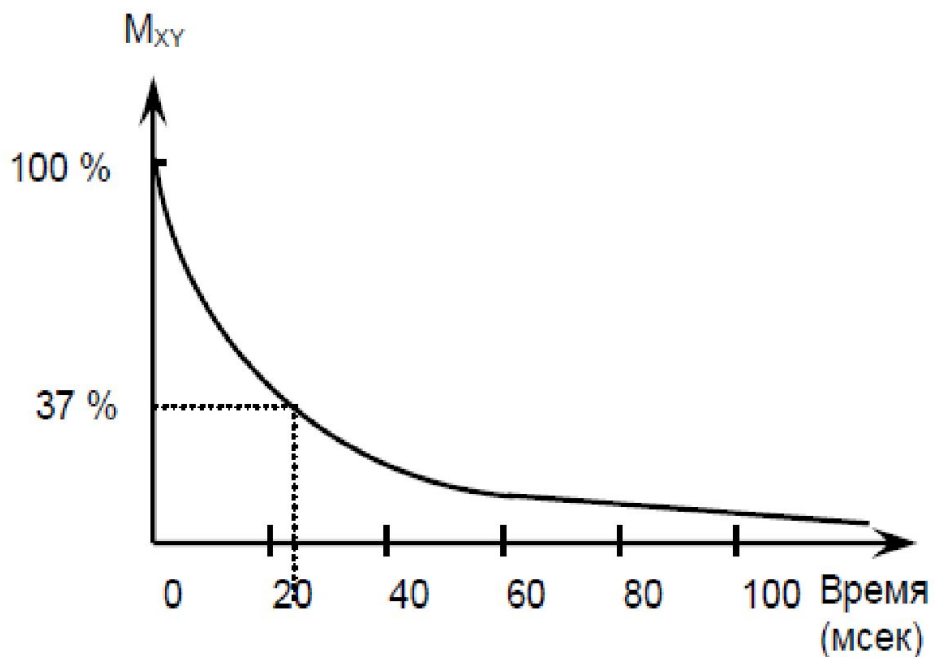


Релаксация. T2

- ▶ T1 и T2 релаксации - два независимых процесса, протекающих одновременно.
- ▶ T2-релаксация описывает процессы, протекающие в плоскости XY.
- ▶ До применения возбуждающего импульса все протоны вращаются вокруг своей оси не в фазе - отсутствует фазовая когерентность.
- ▶ После применения возбуждающего импульса все протоны вращаются вокруг своей оси в фазе - возникает фазовая когерентность, и, как следствие, проекция M_{XY} намагниченности M на плоскость XY.
- ▶ Со временем из-за неоднородностей магнитного поля (и несоответствия частот) фазовая когерентность распадется - произойдет расфазировка. Этот процесс и называется T2-релаксацией.



Релаксация. Кривая T2-релаксации.



- ▶ Аналогично T1, скорость релаксации зависит от силы связи и индивидуальна для каждой ткани.
- ▶ Постоянная времени T2 определяется как время необходимое для расфазировки до 37% начального количества синфазных протонов.
- ▶ T2-релаксацию называют спин-спиновой. Она протекает гораздо быстрее, чем T1-релаксация.

Релаксация. Итоги.

- T1 и T2 релаксации - два независимых процесса, протекающих одновременно.
- ▶ T1 происходит вдоль оси Z, T2 происходит в плоскости XY.
- ▶ T2 гораздо быстрее T1.
- ▶ Когда оба процесса релаксации завершены, суммарный вектор намагниченности снова направлен вдоль главного магнитного поля B_0 и протоны вращаются не в фазе.

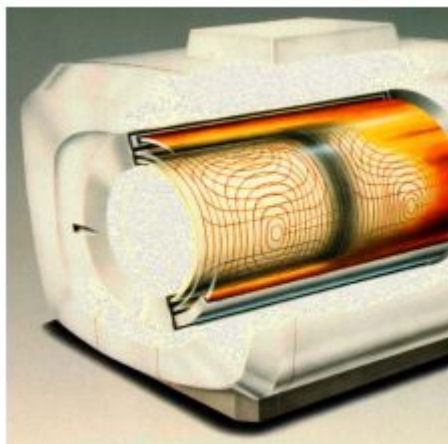
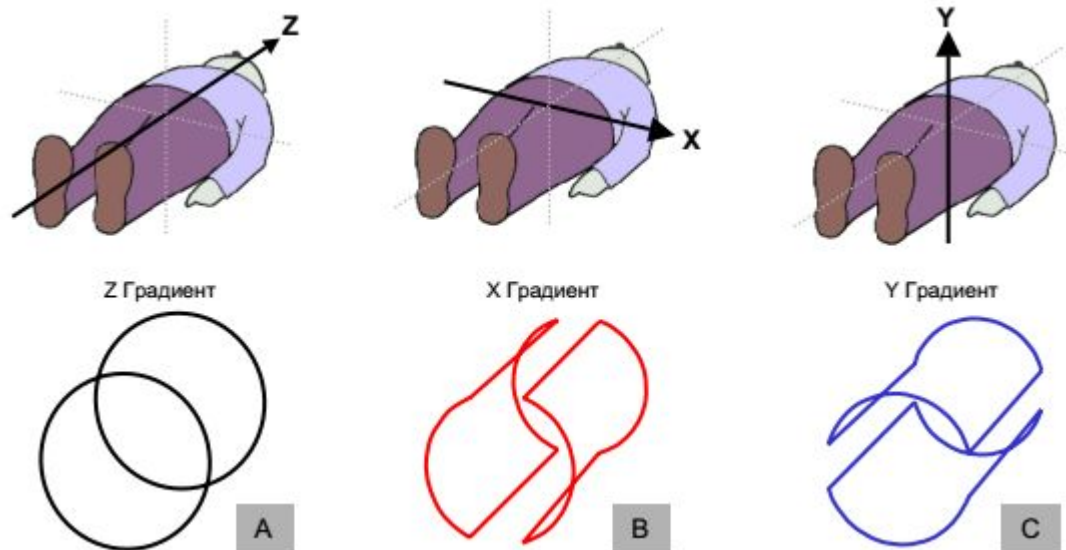
Сбор данных

- ▶ Осуществляется приемной катушкой
- ▶ Регистрируем FID (Free Induction Decay - спад свободной индукции) - сигнал от T2 релаксации.
- ▶ спад T2 происходит быстро (за \pm 40 миллисекунд) за счет локальной неоднородности магнитного поля и химического сдвига (T2* эффекты)



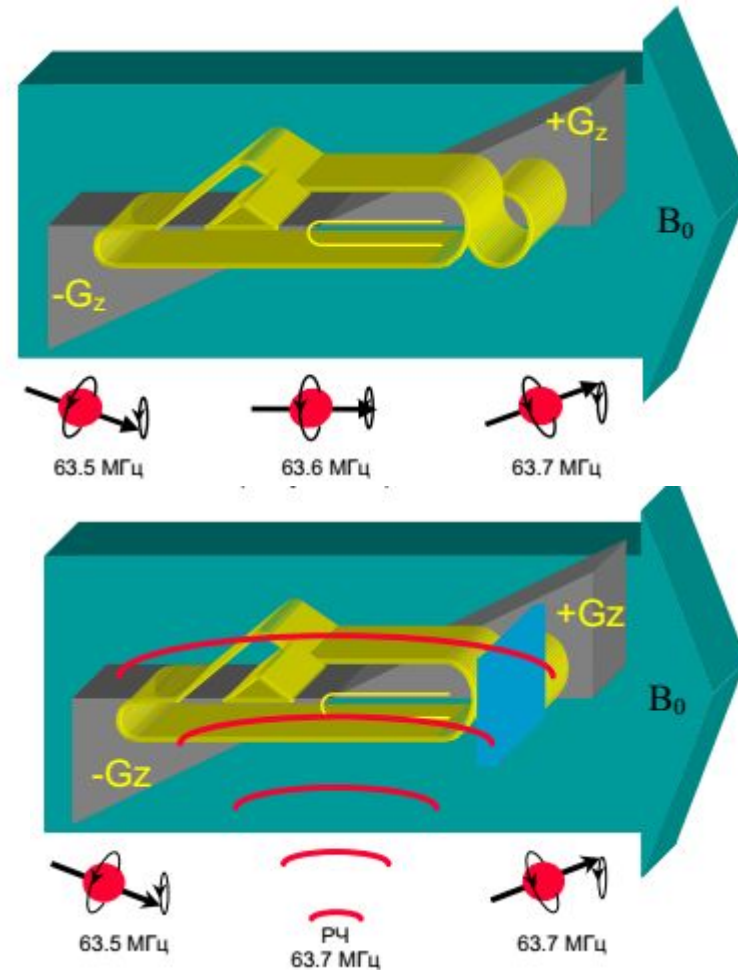
Откуда пришел сигнал?

- ▶ Разделим тело на элементы объема, известные как воксели.
- ▶ Закодируем воксел таким образом, что протоны, содержащиеся в нем, будут испускать РЧ волну с известной фазой и частотой.
- ▶ Амплитуда сигнала зависит от количества протонов в вокселе.
- ▶ Для кодирования вокселя служат градиентные катушки - набор проводов в магните, которые позволяют создавать дополнительные магнитные поля, накладывающиеся на главное магнитное поле B_0 .



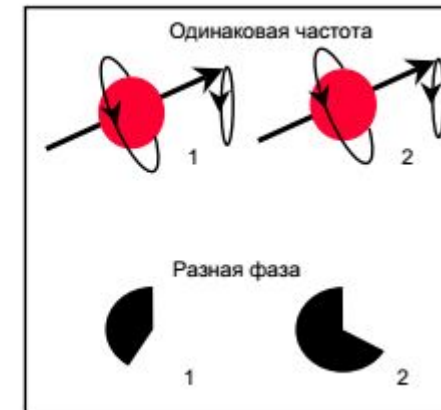
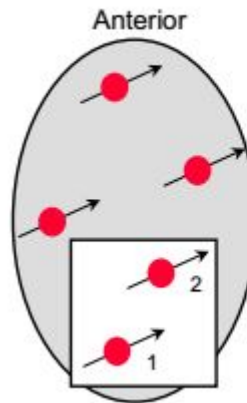
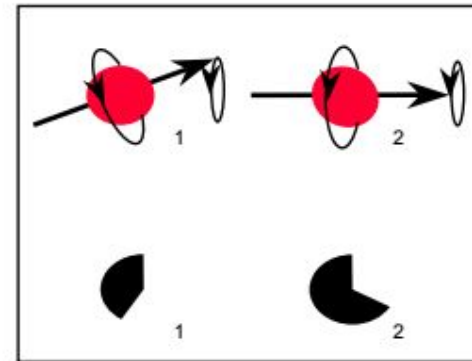
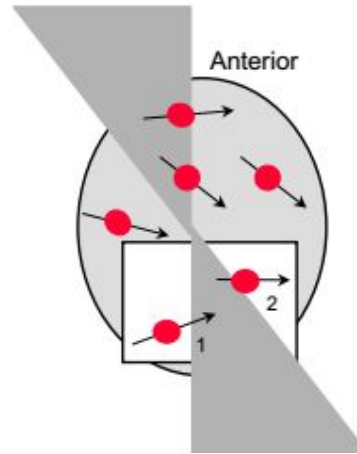
Срез-кодирующий градиент G_{ss}

- ▶ При включенном Z-градиенте в этом направлении генерируется дополнительное магнитное поле. Обозначение $+G_z$ наверху показывает, что поле у головы сильнее, чем в изоцентре магнита, что означает более высокую Ларморову частоту. Для ног - обратная картина. (Частоты взяты для примера, реально разница между частотами гораздо меньше).
- ▶ Если мы применим РЧ импульс с частотой 63.7 МГц, прореагируют ТОЛЬКО протоны в тонком срезе головы, потому что они - единственные, вращающиеся с этой же частотой.
- ▶ Это называется срезкодированием или срезселекцией. В этом примере G_z - срез-кодирующий градиент.
- ▶ На данном этапе ответный сигнал получен от единственного среза головы.



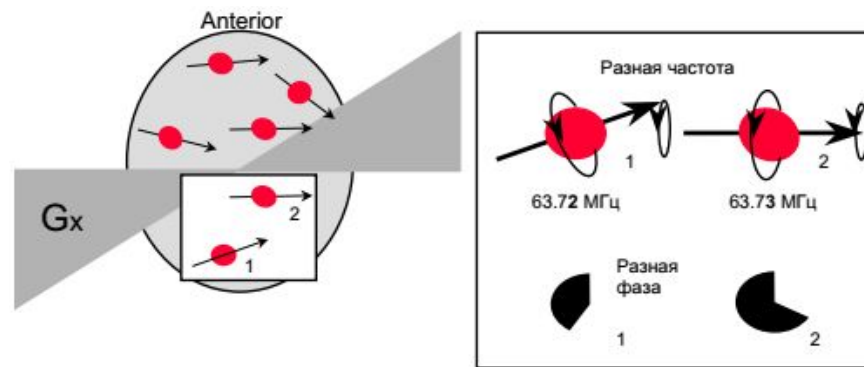
Фазо-кодирующий градиент

- ▶ Для дальнейшего кодирования на короткое время включается градиент G_y . В течение этого времени в anterior-posterior направлении создается дополнительное магнитное поле.
- ▶ В этом случае передние протоны будут вращаться немного быстрее, чем задние, поэтому протоны больше не вращаются в фазе. Очевидно, что протон 2 накопил большую фазу чем протон 1.
- ▶ Когда градиент G_y выключается, протоны в срезе вращаются с одинаковой частотой, но каждый имеет различную фазу. Это называется кодированием фазы.
- ▶ Теперь мы знаем две вещи:
 1. Сигнал поступает из среза головы. (Кодирование среза)
 2. Сигнал содержит ряд РЧ волн, имеющих одинаковую частоту, но разные фазы, т.е. можно отличить, поступает ли сигнал с передней или задней сторон. (Кодирование фазы)
- ▶ Осталось выполнить еще одно кодирование для определения стороны поступления сигнала: левая, центральная или правая часть головы.



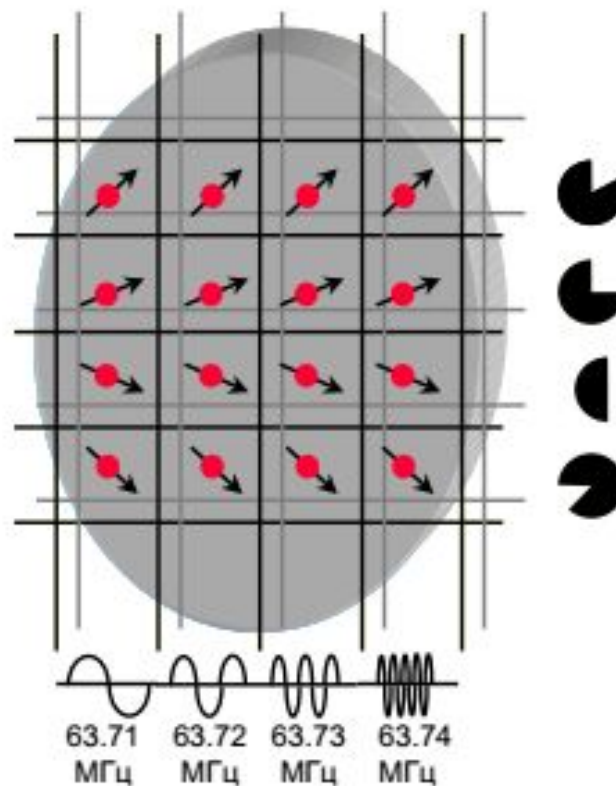
Частотно-кодирующий градиент

- ▶ Для кодирования левого-правого направления включается градиент G_x .
- ▶ Протоны с левой стороны вращаются с более низкой частотой, чем с правой.
- ▶ Они накапливают дополнительный сдвиг фазы из-за различий в частотах одновременно, но разность фаз, полученная от фазокодирующего градиента на предыдущем шаге, сохраняется.
- ▶ Теперь возможно определить, поступает ли сигнал с левой, центральной или правой стороны среза.
- ▶ Т.е., мы можем точно определять непосредственное происхождение сигналов, которые принимаются катушкой.



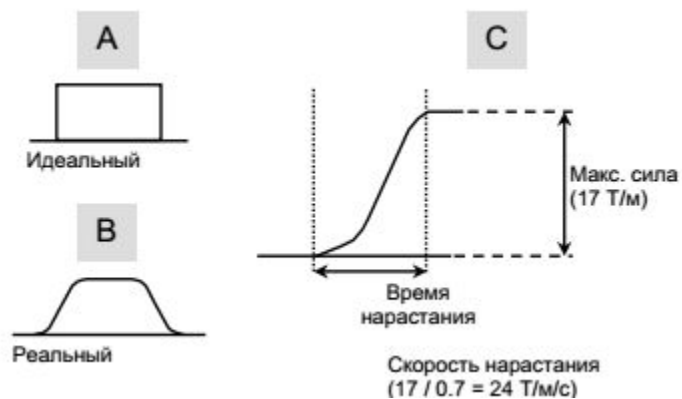
В итоге

1. G_z градиент выбрал аксиальный срез.
 2. G_y градиент создал строки с разными фазами.
 3. G_x градиент сформировал столбцы с разными частотами.
- ▶ Были созданы маленькие объемы (воксели). Каждый воксел имеет уникальную комбинацию частоты и фазы. Количество протонов в каждом вокселе определяет силу (амплитуду) РЧ волны.
 - ▶ Итоговый сигнал содержит сложное сочетание частот, фаз и амплитуд из разных вокселей одновременно.
 - ▶ Компьютер получает эту информацию и производит над ней двумерное преобразование Фурье (ДПФ), которое позволяет компьютеру вычислить точное размещение и интенсивность (яркость) каждого вокселя.
 - ▶ ВАЖНО: за один шаг кодирования фазы выполняется только для одной строки, т.е. для сканирования целого среза полный процесс кодирования среза, фазы и частоты должен быть повторен столько раз, сколько определено параметром «матрица кодирования фазы» (M_Фре).



Характеристики градиента

1. Максимальная сила: как можно выше (минимальное поле наблюдения FOV и максимальная матрица).
2. Время нарастания: как можно короче.
3. Скорость нарастания: как можно больше (минимальное TR и TE).



Толщина среза

- ▶ Толщина среза определяется двумя факторами:
 1. Крутизной наклона поля градиента.
 2. Полосой частот 90° РЧ импульса.
- ▶ На рис. *A* и *B* крутизна градиента одинаковая, в то время как полоса частот РЧ импульса разная.
- ▶ Рис. *C* и *D* показывают, что, изменяя крутизну градиента при постоянной полосе частот РЧ импульса, можно также изменять толщину среза.

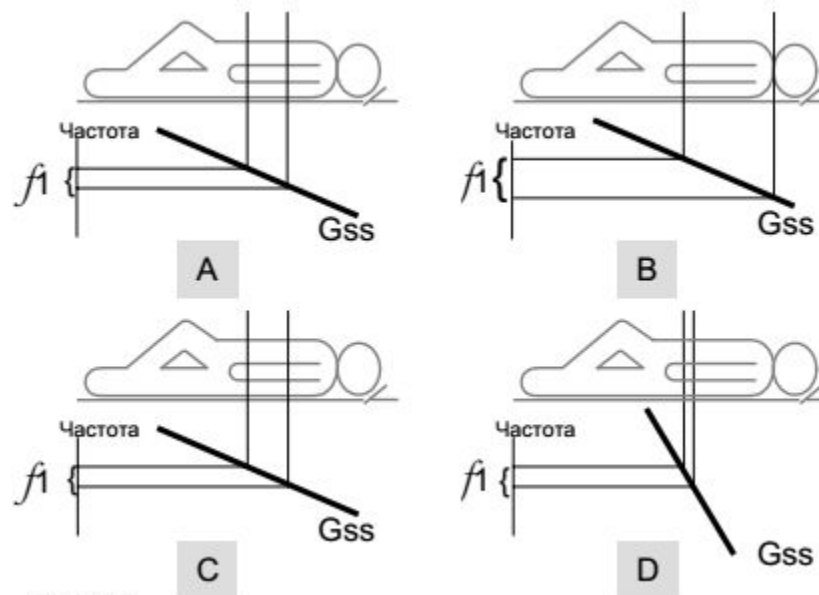
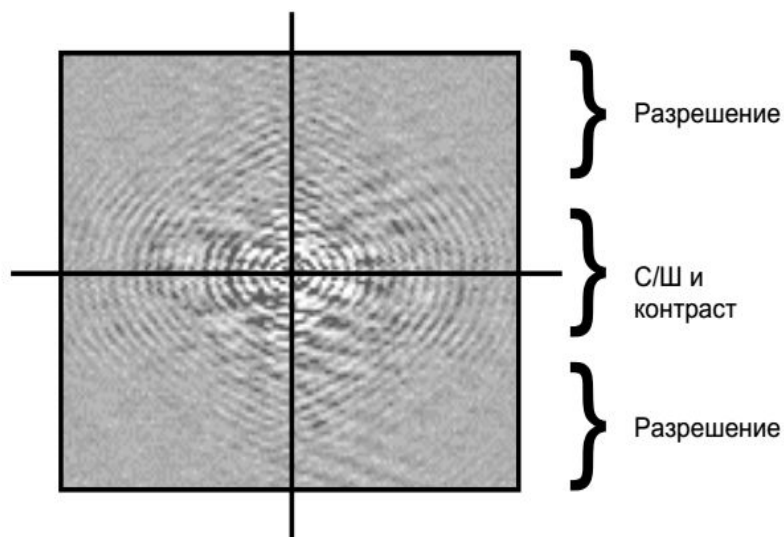


Рисунок 40

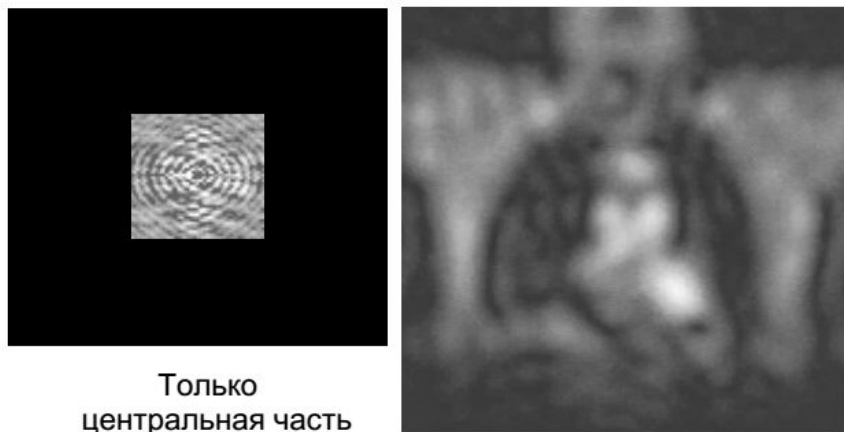
K-пространство

- ▶ K-пространство - это массив «сырых» необработанных собранных МРТ сканером данных до преобразования в изображение
- ▶ Синонимы k-пространства - временная область (Time Domain) и q-space.
- ▶ Полученные данные (исходные данные) заносятся в квадрат так, что низкочастотные сигналы поступают в центр, а сигналы с высокими частотами располагаются вокруг центра.
- ▶ Низкочастотный сигнал содержит информацию о сигнале и контрасте;
- ▶ Высокие частоты включают информацию о пространственном разрешении (резкости).

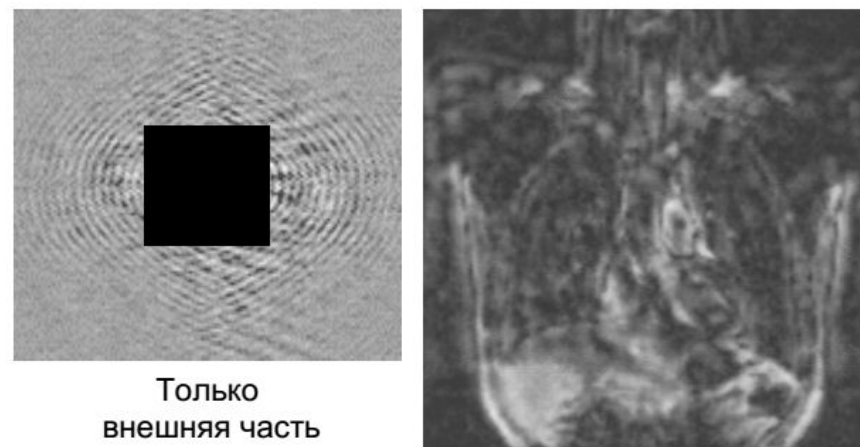


Структура информации в k -пространстве

Если восстановить только центральную часть k -пространства, результирующее изображение контрастно, но очень расплывчато. Это потому, что мы не учли информацию о пространственном разрешении.

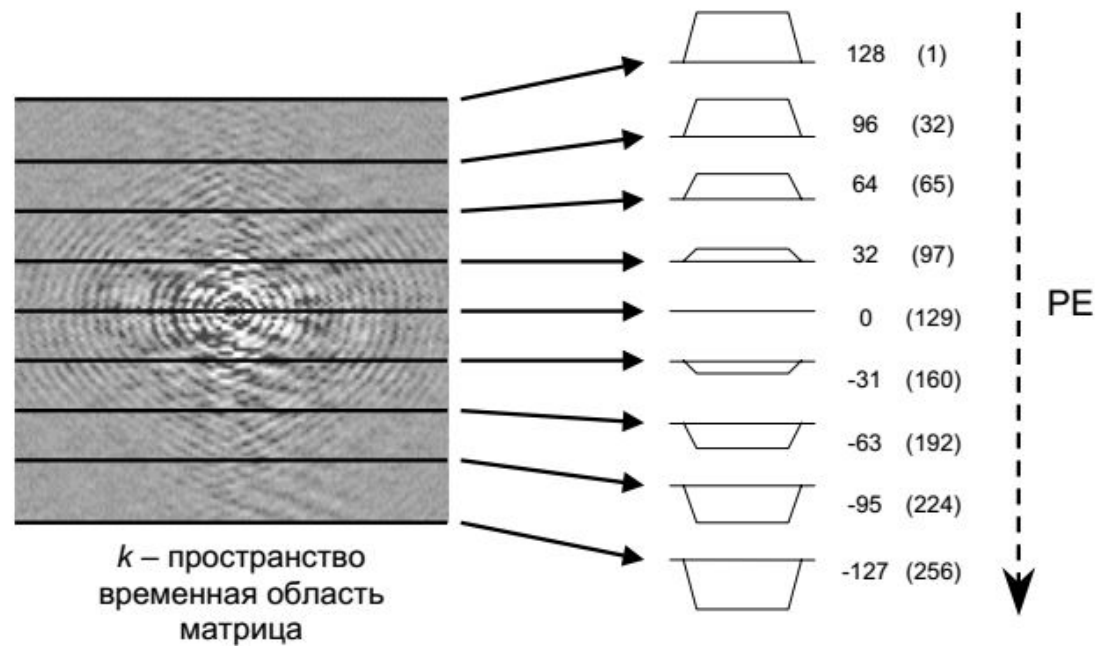


Если восстановить внешнюю часть k -пространства - результирующее изображение показывает четкие контуры, но почти не содержит контрастную информацию.



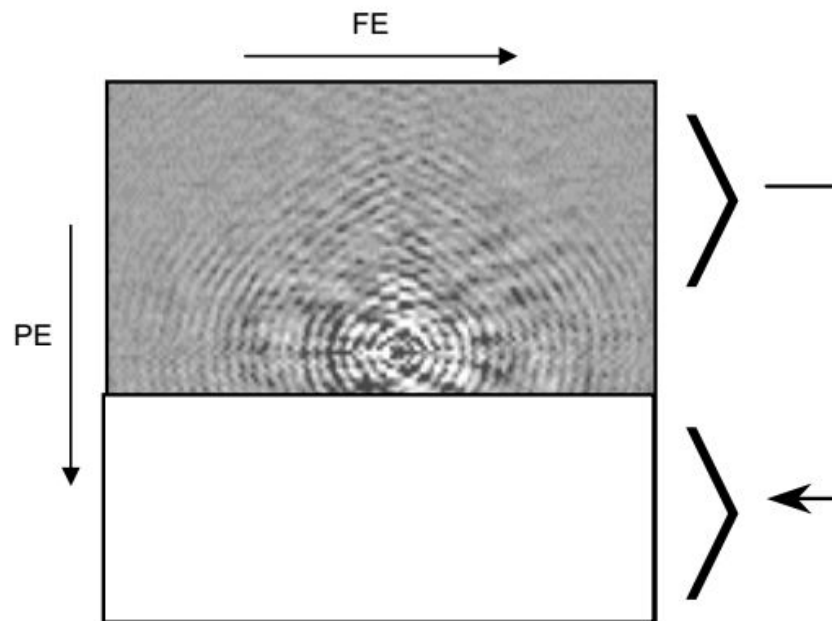
Заполнение k -пространства

- ▶ За один шаг кодирование фазы можно выполнить только для одной строки. Полный процесс возбуждения, кодирования фазы и так далее, повторяется столько раз, сколько мы определили параметром MX_{pe} . k -пространство поэтому также заполняется построчно.
- ▶ MX_{pe} - размер матрицы сканирования в направлении фазового кодирования
- ▶ MX_{ro} - размер матрицы сканирования в направлении частотного кодирования



Halfscan

- ▶ k-пространство почти симметрично в обоих направлениях.
- ▶ При заполнении k-пространства более чем на 50% можно заполнить недостающие строки уже полученными ранее
- ▶ Нижняя часть заполняется данными верхней, что позволяет сократить время сканирования
- ▶ Результирующее изображение теряет качество



Методы заполнения k -пространства

- ▶ *Линейный* - метод, который мы использовали выше.
- ▶ *Центральный* - начинается в центре. Это полезно, когда сначала необходимо сохранить информацию о контрасте, например при МР- ангиографии с контрастным усилением.
- ▶ *Реверсивный центральный* - от краев к центру, применяется редко
- ▶ *Спиральный* - используется с очень быстрыми методиками сканирования, например, эхопланарное сканирование (Echo Planar Imaging - EPI) с одним снимком. Все k -пространство заполняется после однократного сбора данных. Недостатки - низкое пространственное разрешение, высокая чувствительность к неоднородности магнитного поля.

