

мрт: Физика

Эверт Блинк

Специалист по применению МРТ

Переведено на русский язык Макаровой Екатериной

## Предисловие

За последние годы метод магнитно-резонансной томографии, в дальнейшем МРТ, стал популярным и широко доступным методом формирования изображений сечений тела. Это не случайно; метод МРТ прошел стремительный поэтапный цикл развития, начиная со дня открытия. Сегодня каждая уважающая себя больница или клиника для диагностики патологии имеет один или несколько МР сканеров, позволяющих получать более точные и четкие изображения внутренних органов. В настоящее время метод продолжает активно развиваться.

В сочетании с превосходным контрастным разрешением изображения, МРТ безопасна для человека, в пределах разумного, за счет использования радиоволн и магнитного поля, в отличие от рентгеновских и КТ исследований, применяющих рентгеновское излучение.

По мере распространения МРТ повышается потребность в более квалифицированном персонале. С разработкой каждого нового программного обеспечения управление МР сканером упрощается, но необходимость надлежащего понимания принципов работы МРТ остается. В МРТ используются такие совокупности параметров, как TR (время повторения), TE (время эхо), Flip Angle (угол переворота), Phase Encoding (фазовое кодирование) и др. Всестороннее понимание этих параметров крайне важно для получения качественных МР изображений.

Существует множество книг по физике МРТ, большинство которых предназначено для опытных людей с ясным пониманием физики. Некоторые книги написаны для абсолютного новичка, не имеющего представления о физике.

Как специалисту в этой области мне часто приходится объяснять основные принципы МРТ людям, в основном рентгенологам, которые понимают физику, связанную с рентгеновским излучением, но не владеют МРТ физикой. В настоящее время в курс по рентгенологии включают и МРТ физику. Однако он также базируется на книгах, предназначенных для опытных людей.

В своей работе я попробую разъяснить физику МРТ таким способом, чтобы каждый обучающийся смог понять ее концепцию. Конечно, знания физики являются желательным, но не абсолютно необходимым условием. Если вы уже обладаете базовыми знаниями по данной теме, вы можете идти вперед и выбирать более продвинутые книги.

Хотя вы четко должны понимать одну вещь. Всестороннее изучение физики МРТ является очень сложной задачей. Вы можете долго и упорно копаться в квантовой физике и, тем не менее, не собрать знания в единое целое. Существует лишь небольшой ряд людей, понимающих физику МРТ в полном объеме. Остальная часть нас, простых смертных, схватывает лишь основную идею. Однако пусть вас это не смущает, всего познать невозможно, и к счастью, не обязательно для выполнения вашей работы должным образом.

Позвольте взять на себя смелость предложить вам совет: продолжайте читать об МРТ и каждый раз, перечитывая книгу, вы будете узнавать что-то новое. И настанет такой день, когда все части прочитанного соберутся в единое целое.

Когда это случится, вам предлагается прочитать книгу еще раз, и вы обнаружите, что все еще осталось, что изучать.

Надеюсь, что эта книга плавно введет вас в захватывающий мир формирования МР изображений, который никогда не станет скучным.

Эверт Блинк  
1 января, 2000

## Содержание

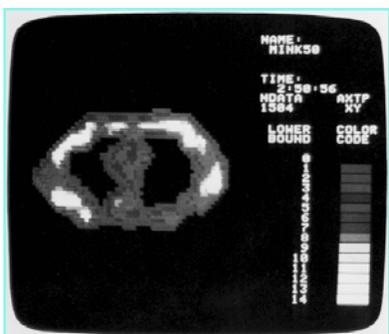
<b>ПРЕДИСЛОВИЕ</b> .....	<b>2</b>
<b>НЕМНОГО ИЗ ИСТОРИИ МРТ</b> .....	<b>5</b>
<b>ПОЧЕМУ МРТ?</b> .....	<b>6</b>
<b>АППАРАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ</b> .....	<b>6</b>
Типы магнитов .....	6
<i>Постоянные магниты</i> .....	6
<i>Резистивные магниты</i> .....	7
<i>Сверхпроводящие магниты</i> .....	7
РЧ катушки .....	9
<i>Объемные РЧ катушки</i> .....	9
<i>Поверхностные катушки</i> .....	9
<i>Квадратурные катушки</i> .....	9
<i>Катушки с фазовой решеткой</i> .....	10
Другие аппаратные средства .....	10
<b>ДАВАЙТЕ ПОГОВОРИМ О ФИЗИКЕ</b> .....	<b>10</b>
ВВЕДЕНИЕ .....	10
НАМАГНИЧЕННОСТЬ .....	11
ВОЗБУЖДЕНИЕ .....	15
РЕЛАКСАЦИЯ .....	16
<i>T1 Релаксация</i> .....	16
<i>Кривая релаксации T1</i> .....	17
<i>T2 Релаксация</i> .....	17
<i>Фаза и фазовая когерентность</i> .....	17
<i>Кривая релаксации T2</i> .....	19
СБОР ДАННЫХ .....	19
ВЫЧИСЛЕНИЕ И ВЫВОД НА ЭКРАН .....	22
<b>БОЛЬШЕ ФИЗИКИ</b> .....	<b>23</b>
ГРАДИЕНТНЫЕ КАТУШКИ .....	23
КОДИРОВАНИЕ СИГНАЛА .....	24
<i>Срез-кодирующий градиент</i> .....	25
<i>Фазо-кодирующий градиент</i> .....	26
<i>Частотно-кодирующий градиент</i> .....	27
<i>Шаг в сторону: характеристики градиента</i> .....	28
<i>Шаг в сторону: толщина среза</i> .....	29
<b>ЕЩЕ БОЛЬШЕ ФИЗИКИ</b> .....	<b>30</b>
ПУТЕШЕСТВИЕ В k-ПРОСТРАНСТВО .....	30
<i>Заполнение k-пространства</i> .....	33
<i>Симметрия k-пространства</i> .....	33
<i>Методы заполнения k-пространства</i> .....	34
<b>ПРАКТИЧЕСКАЯ ФИЗИКА I</b> .....	<b>35</b>
ИМПУЛЬСНЫЕ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ .....	35
ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЬ СПИН-ЭХО .....	36
<i>Мультисрезы</i> .....	39
<i>Последовательность мульти-эхо</i> .....	40
КОНТРАСТ ИЗОБРАЖЕНИЯ .....	41
<i>T1 контраст</i> .....	41
<i>T2 контраст</i> .....	41
<i>Контраст протонной плотности</i> .....	42
<i>Когда какой контраст использовать</i> .....	43

Последовательность турбо спин-эхо.....	44
Быстрое улучшенное спин-эхо или HASTE последовательность.....	45
Последовательность градиентного эхо.....	46
Последовательность восстановления с инверсией.....	47
<i>Последовательность FLAIR (Восстановление с инверсией и ослаблением сигнала жидкости)</i> .....	48
<i>STIR последовательность</i> .....	49
Выбор правильной последовательности.....	49
<i>За и против последовательности</i> .....	49
<i>T1, T2 и PD параметры</i> .....	50
<b>ПРАКТИЧЕСКАЯ ФИЗИКА II.....</b>	<b>50</b>
ПАРАМЕТРЫ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ.....	50
<i>Время повторения (TR)</i> .....	51
<i>Время эхо (TE)</i> .....	51
<i>Угол переворота (FA)</i> .....	53
<i>Время инверсии (TI)</i> .....	54
<i>Число сборов данных (NA или NEX)</i> .....	55
<i>Матрица (MX)</i> .....	56
<i>Поле наблюдения (FOV)</i> .....	57
<i>Толщина среза (ST)</i> .....	58
<i>Зазор между срезами (SG)</i> .....	59
<i>Кодирование фазы (PE) в направлении I</i> .....	60
<i>Кодирование фазы (PE) в направлении II</i> .....	61
<i>Полоса пропускания (BW)</i> .....	61
<b>ПРАКТИЧЕСКАЯ ФИЗИКА III.....</b>	<b>64</b>
АРТЕФАКТЫ ИЗОБРАЖЕНИЙ.....	64
<i>Артефакты движения</i> .....	64
<i>Парамагнитные артефакты</i> .....	65
<i>Артефакты циклического возврата фазы</i> .....	65
<i>Частотные артефакты</i> .....	66
<i>Артефакты восприимчивости</i> .....	66
<i>Артефакт отсечения</i> .....	66
<i>Артефакт химического сдвига</i> .....	67
<i>Пиковый артефакт</i> .....	68
<i>Артефакт “зебра”</i> .....	68
<i>Заключительное слово об артефактах</i> .....	68
<b>ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....</b>	<b>69</b>
<b>ПРИЛОЖЕНИЕ.....</b>	<b>70</b>
ВРЕМЕНА РЕЛАКСАЦИИ ТКАНЕЙ.....	70
РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА.....	71
<i>Физика</i> .....	71
<i>Клиническое приложение</i> .....	71
МРТ В ИНТЕРНЕТЕ.....	71
<i>Физика</i> .....	71
<b>ПРЕДМЕТНЫЙ УКАЗАТЕЛЬ.....</b>	<b>72</b>
<b>ОБ АВТОРЕ.....</b>	<b>75</b>
<b>УВЕДОМЛЕНИЕ ОБ АВТОРСКОМ ПРАВЕ.....</b>	<b>76</b>

## Немного из истории МРТ

История МРТ начинается приблизительно в 1946 году, когда **Феликс Блох** открыл новые свойства атомного ядра, за что ему была присуждена Нобелевская премия. Он установил, что ядро ведет себя подобно магниту, а заряженная частица, такая как протон, вращающаяся вокруг собственной оси, имеет магнитное поле, известное как магнитный момент. Открытие было сведено им в уравнение, названное уравнением Блоха. Теоретические исследования были подтверждены экспериментально в начале 1950-х годов. В 1960 году были разработаны спектрометры ядерно-магнитного резонанса для аналитических целей. На протяжении 1960 и 1970 годов ЯМР спектрометры широко использовались в академических и промышленных исследованиях. Спектрометрия используется для анализа молекулярного строения вещества, основанного на его ЯМР спектре.

В конце 1960 годов **Раймонд Дамاديан** обнаружил, что злокачественная ткань отличается от нормальной ЯМР параметрами. Он предположил, что на основании этих различий можно характеризовать ткани. Опираясь на это открытие, в 1974 году он получил первое ЯМР изображение опухоли у крысы. В 1977 году Дамاديан и его помощники сконструировали первый сверхпроводящий ЯМР сканер и получили первое изображение тела человека, сканирование которого заняло почти 5 часов (*Рисунок 1*).



*Рисунок 1*

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.

Название ядерно-магнитный резонанс (ЯМР) было заменено магнитно-резонансной томографией (МРТ), так как полагалось, что слово ядерный не найдет широкого признания в обществе.

Впоследствии в начале 1980 годов почти каждый производитель оборудования для получения медицинских изображений разрабатывал и производил МР сканеры. С тех пор многое было сделано на основе этих открытий. Аппаратные средства и программное

обеспечение стали быстрее, более интеллектуальными и легкими в эксплуатации. За счет создания улучшенных импульсных последовательностей открылись новые возможности применения МРТ в МР ангиографии, функциональной диагностике и сканировании для получения перфузионных / диффузионных изображений.

И все же, предел развития МРТ вне поля зрения. МРТ все еще находится в стадии бурного развития, и только время покажет, что нас ждет в будущем.

## Почему МРТ?

Изображение тела пациента, полученное с помощью рентгеновского излучения, малоинформативно, так как является серым и плоским с низким общим контрастным разрешением. Чтобы увеличить контраст изображения, можно менять контраст среды, применяя контрастные вещества на основе бария или йода. Изменяя такие рентгеновские параметры как кВ и мА, можно дальше пытаться оптимизировать контраст изображения, но он все равно останется относительным. С помощью КТ сканеров можно получить изображения с гораздо большим контрастом для обнаружения поражений мягких тканей.

Принципиальное преимущество МРТ – превосходное контрастное разрешение. МРТ позволяет выявлять незначительные различия контраста (мягких) тканей и даже лучше, чем при КТ исследованиях. Изменяя параметры МР, можно оптимизировать импульсную последовательность для определенной патологии.

Другое преимущество МРТ – возможность строить изображения в любых мыслимых плоскостях, что невозможно выполнить с рентгеновскими или КТ данными. (КТ позволяет реконструировать другие проекции из аксиально полученных данных).

Однако при использовании специальной рентгеновской пленки пространственное разрешение рентгеновских изображений отличное. Это особенно полезно при исследовании структуры кости.

В этом случае пространственное разрешение МРТ уступает рентгену.

Вообще, рентген и КТ используются для визуализации структуры кости, тогда как МРТ полезна для обнаружения повреждений мягких тканей.

## Аппаратное обеспечение

МРТ сканеры очень разнообразны. Это - подобно походу в супермаркет: вы теряетесь в выборе. Вы можете выбрать постоянный, резистивный, сверхпроводящий магнит, открытого или сквозного типа, с гелием или без него, с низкой или высокой напряженностью поля. На чем же остановиться? Выбор магнита главным образом зависит от того, для чего вы собираетесь его использовать и сколько денег в вашем распоряжении. Высокопольные магниты обеспечивают лучшее качество изображения, ускоренное сканирование и более широкий диапазон применения, но они дороже по сравнению с низкопольными магнитами.

### Типы магнитов

#### Постоянные магниты



Рисунок 2

Постоянный магнит состоит из материала, который намагничен таким образом, что магнитное поле не ослабевает (подобно магниту для заметок, который вы приклеиваете на холодильник). Напряженность поля обычно очень низкая и колеблется между  $0.064\text{ Т} \sim 0.3\text{ Т}$  (единица напряженности магнитного поля – Тесла. 1 Тесла = 10000 Гаусс). Постоянные магниты имеют обычно открытую конструкцию, более удобную для пациента.

На *Рисунке 2* представлен томограф Access фирмы Toshiba с полем  $0.064\text{ Т}$ . Access был первым в мире МРТ сканером открытого типа.

ПРЕИМУЩЕСТВА	НЕДОСТАТКИ
Низкое энергопотребление Низкие эксплуатационные расходы Маленькое поле неуверенного приема Без криогена	Ограниченная напряженность поля (<0.3Т) Очень тяжелый Нет быстрого охлаждения Нет аварийного снижения магнитного поля

### Резистивные магниты



Рисунок 3

Резистивные магниты – очень большие электромагниты, подобные тем, которые используются на автомобильных свалках для переноса корпусов. Магнитное поле порождается током, который течет по обмоткам проводов. Резистивные магниты существуют в двух вариантах: с воздушным и со стальным сердечниками. Напряженность поля может достигать 0.3 Т. Эти магниты выделяют много тепла, что требует водяного охлаждения. К тому же они потребляют большое количество электроэнергии, и в целях ее экономии их обычно выключают в перерывах между исследованиями. Их, как правило, открытая конструкция снижает проблему клаустрофобии. Рисунок 3 демонстрирует систему Airis (с воздушным сердечником) фирмы Hitachi с полем 0.3Т.

ПРЕИМУЩЕСТВА	НЕДОСТАТКИ
Низкая стоимость Легкий вес Может быть отключен	Высокое энергопотребление Ограниченная напряженность поля (<0.2Т) Требуется водяное охлаждение Большое поле неуверенного приема

### Сверхпроводящие магниты

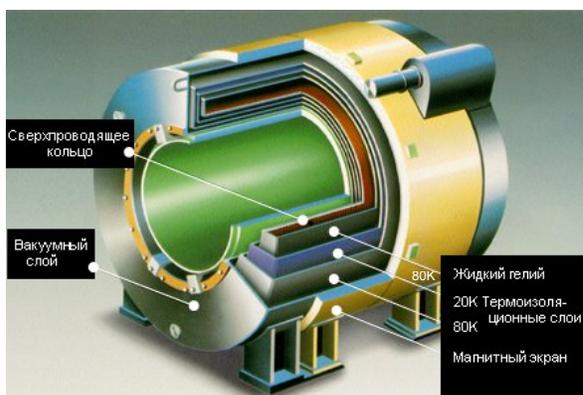
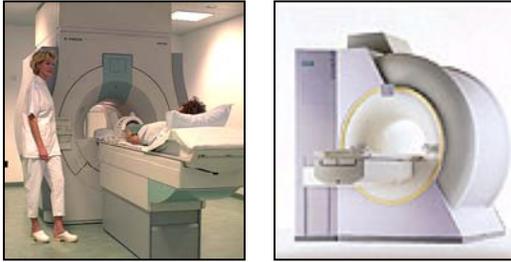


Рисунок 4

В настоящее время наиболее широко используются сверхпроводящие магниты. Магнитное поле порождается током, который течет по обмоткам проводов. Провод окружен хладагентом, таким как жидкий гелий, для уменьшения электрического сопротивления. При температуре 4 Кельвина (-269° С) электрический провод “теряет” электрическое сопротивление. Однажды возбужденный в сверхпроводящем кольце ток позволяет поддерживать магнитное поле. Сверхпроводимость используется в системах с очень высокой напряженностью поля до 12 Т. Наиболее часто в клинической практике применяются системы с напряженностью поля до 1.5 Т. Большинство сверхпроводящих магнитов – магниты сквозного типа.



На *Рисунке 4* представлена структура сверхпроводящего магнита. Вакуумный слой, окружающий кольцо, действует как термоизоляционная защита. Эта защита предотвращает слишком быстрое выкипание гелия. Другим преимуществом сверхпроводящих магнитов является высокая однородность магнитного поля.



*Рисунок 5* показывает несколько примеров магнитов сквозного типа разных производителей.

ПРЕИМУЩЕСТВА	НЕДОСТАТКИ
Высокая напряженность поля Высокая однородность поля Низкое энергопотребление Высокое отношение сигнал/шум Быстрое сканирование	Высокая стоимость Высокие расходы на криогенное обеспечение Акустический шум Артефакты движения Техническая сложность

*Рисунок 5*



В 1997 году фирма Toshiba представила первый в мире сверхпроводящий магнит открытого типа. В системе используется специальный металлический сплав, который проводит низкую температуру, необходимую для сверхпроводимости. Преимущество этого состоит в том, что система не нуждается в заправке гелия, поэтому резко сокращаются эксплуатационные расходы. Открытая конструкция уменьшает беспокойство и клаустрофобию пациента. На *Рисунке 6* представлена система OPART фирмы Toshiba с полем 0.35 Т, которая совмещает открытую конструкцию с преимуществами, присущими сверхпроводящим магнитам.

*Рисунок 6*



Другим преимуществом открытой конструкции магнита является возможность проведения интервенционных процедур во время сканирования.

*Рисунок 7* иллюстрирует сверхпроводящую систему “двойного кольца” фирмы General Electric с полем 0.5 Т. Хирург стоит между двумя полюсами магнита. Хотя такая конструкция максимально удобна для проведения интервенционных процедур за счет свободного доступа к пациенту, применение двух систем с полем 1.5 Т значительно повышает стоимость установки.

*Рисунок 7*

В настоящее время наибольшее предпочтение при конструировании магнита отдается низкочастотной открытой конструкции в отличие от высокопольной сквозной конструкции. Очевидно, объединение этих двух направлений было бы желательным, и только время покажет, возможно ли это осуществить в разумных пределах производственных затрат и технических / конструктивных ограничений.

## РЧ катушки

РЧ катушки необходимы для передачи и приема радиочастотных волн, используемых в МР сканерах. РЧ катушки – один из наиболее важных компонентов, оказывающих влияние на качество изображения. Современные МРТ сканеры имеют ряд РЧ катушек, позволяющих получать изображения всех частей тела. Существует два типа РЧ катушек: объемные и поверхностные.

### Объемные РЧ катушки



Катушка для головы



Катушка для колена

Рисунок 8

Конструкция объемной катушки имеет седловидную форму, которая гарантирует однородность РЧ поля внутри катушки. Объект исследования помещается внутрь объемной катушки. Они используются для передачи и приема сигнала, хотя иногда катушки применяются только для приема сигнала.

На *Рисунке 8* представлены две объемные катушки. Катушка для головы – передающая / принимающая; коленная катушка – только принимающая сигнал.

### Поверхностные катушки



Поверхностные катушки



Плечевая катушка



Катушка для шеи



Катушка для позвоночника

Рисунок 9

Из названия следует, что поверхностные катушки помещаются над областью исследования, такой как височно-нижнечелюстной сустав, орбита или плечо. Катушка состоит из отдельного или двойного кольца медного провода. Они имеют высокое отношение сигнал - шум (SNR) и обеспечивают формирование изображения с очень высоким разрешением. Недостатком таких катушек является быстрая потеря однородности сигнала по мере удаления от катушки. В случае круглой поверхностной катушки, глубина проникновения равняется приблизительно половине ее диаметра. *Рисунок 9* показывает несколько примеров поверхностных катушек.

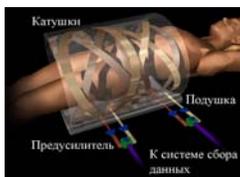
### Квадратурные катушки

Квадратурные катушки или катушки с круговой поляризацией могут быть седловидной формы или относиться к поверхностным катушкам. Общей чертой этих катушек является содержание не менее двух проводов, помещенных под определенными углами друг к другу. Преимущество этой конструкции состоит в том, что они формируют сигнал в  $\sqrt{2}$  раз больший по сравнению с катушками с одним проводом. В настоящее время, большинство

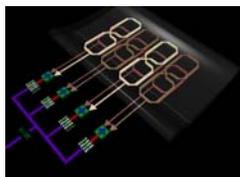
объемных катушек – квадратурные катушки. На *Рисунке 8* представлены квадратурные катушки.

#### Катушки с фазовой решеткой

Катушки с фазовой решеткой состоят из многочисленных поверхностных катушек. Поверхностные катушки обладают самым высоким отношением сигнал - шум, но имеют ограниченную область чувствительности. Путем объединения 4 или 6 поверхностных катушек можно создать катушку с большой областью чувствительности.



Квадратурная катушка с решеткой для всего тела



Катушка с решеткой для позвоночника

*Рисунок 10*

На *Рисунке 10* представлена конструкция двух катушек с фазовой решеткой. Квадратурная катушка с решеткой для всего тела относится к объемным катушкам, тогда как катушка с решеткой для позвоночника – к поверхностному типу. Катушки с фазовой решеткой формируют сигнал почти в  $\sqrt{2}$  раз больший по сравнению с квадратурными катушками. Современные системы МРТ поставляются с квадратурными катушками и катушками с фазовой решеткой.

#### Другие аппаратные средства

Для функционирования системы МРТ требуется большое количество аппаратных средств. Очень важную роль играет радиочастотная цепь (РЧ), которая генерирует РЧ сигнал, зондирующий пациента, и принимает РЧ сигнал от пациента. Фактически, приемная катушка является частью РЧ цепи. Частотный диапазон, применяемый в МРТ – тот же самый, который используется для передач радио волн. Именно поэтому МРТ сканеры помещаются в клетку **Фарадея**, чтобы предотвратить проникновение радиоволн в помещение сканера, вызывающих артефакты в МРТ изображениях. Кто-то однажды сказал: "МРТ – подобно просмотру телевизора с радио".

Кроме того, требуется процессор для обработки полученного сигнала и управления сложной операцией сканирования.

## Давайте поговорим о физике

### Введение

Трудно решить с чего начать объяснение физики МРТ. Вы могли бы сказать "начните с начала", и были бы правы, с этого и зарождаются все хорошие истории. Но с МРТ физикой дело обстоит иначе, потому что сначала нужно установить точку отсчета или, говоря другими словами, какой объем знаний вы хотите получить.

Из названия следует, что этот раздел будет интересен новичкам в этой области, которым требуется познать основы основ МРТ физики. С одной стороны, подробно описать физику легко, потому что я могу опустить большие разделы. С другой стороны, очень трудно, так как я должен учитывать, что вы с материалом совсем не знакомы и, тем не менее, сумею объяснить нечто сложное в легкой для понимания форме. Поверьте мне, это не так просто. Но пусть это будет моей проблемой. В конце концов, это – моя работа ☺.

## Намагниченность

Давайте начнем путешествие в физику МРТ, оглядевшись по сторонам. Что мы видим? Среди массы предметов, которые не имеют никакого отношения к МРТ, мы видим Землю. Что мы знаем о Земле:

1. Земля - гигантский шар, который перемещается в космосе. Не беспорядочно, но это – другая история.
2. Земля имеет луну, которая вращается вокруг Земли.
3. Земля обладает электрическим зарядом, положительным или отрицательным – не важно.
4. Земля вращается вокруг собственной оси. Это – интересный раздел.
5. Имеется запас большого количества воды на Земле, составляющий приблизительно 70 %, и пока я пишу, кажется, основная часть в виде ливня выпадает в моем саду.

Этот гигантский, электрически заряженный и вращающийся шар существует в космическом пространстве. И вполне успешно: нет никаких причин для беспокойства. Из школьных уроков физики мы можем помнить, что вращающийся электрический заряд создает магнитное поле. И без сомнения, Земля имеет магнитное поле, которым мы пользуемся для нахождения пути от одного места до другого посредством компаса. Напряженность магнитного поля Земли достаточно маленькая: 30 мТ на полюсах и 70 мТ на экваторе. (Тесла – для магнитных полей то же, что Ампер – для электрического тока).

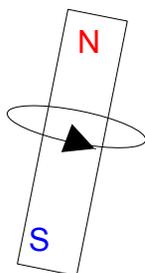


Рисунок 11

Надо запомнить, что Земля – гигантский вращающийся стержневой магнит с северным и южным полюсами (Рисунок 11). И не забудьте, что Земля содержит воду, много воды.

Вы можете задать вопрос, какое отношение все это имеет к МРТ, но скоро я все проясню.

Теперь давайте посмотрим на себя, человека разумного. Что у нас общего с Землей? На первый взгляд не много, но если взять кусочек тела и поместить его под микроскоп, мы увидим довольно знакомую картину: маленькие шарики, вращающиеся вокруг собственных осей, также имеют электрический заряд и луну, движущуюся вокруг него. То, на что мы смотрим – атомы. А атомы имеют много общего с МРТ, потому что мы используем их для получения МР изображения.

Другое вещество, общее с Землей, это вода. Наш организм состоит на 80 % из воды.

Из уроков химии мы знаем, что существует большое количество различных элементов, а именно – 110. Поскольку вода является источником нашего существования, давайте поговорим о ней. Вода состоит из 2 атомов водорода и 1 атома кислорода. Атом водорода (первый элемент в периодической системе) имеет ядро, называемое протоном, и 1 луну, называемую электроном.

Этот протон электрически заряжен и вращается вокруг собственной оси. Вот где можно провести аналогию с Землей. Также на протон водорода можно взглянуть, как на крошечный стержневой магнит с северным и южным полюсами.

Почему мы используем атомы водорода в качестве источника для формирования изображения?

Существуют две причины. Во-первых, их очень много в нашем организме. Фактически это наиболее распространенный элемент в нашем теле. Во-вторых, в квантовой физике существует понятие "гиромангнитного отношения". Оно выходит за рамки этой истории, достаточно знать, что это отношение различно для каждого протона. Так случилось, что гиромангнитное отношение для водорода является самым большим: 42.57 МГц/Тесла.

Кто действительно хочет знать, водород – не единственный элемент, который можно использовать для формирования МРТ изображений. На самом деле можно применять любой элемент, который имеет нечетное число протонов в ядре. Вот некоторые элементы, которые могут использоваться:

Таблица 1: Подходящие элементы для МРТ

Изотоп	Обозначение	Спиновое квантовое число	Гиромангнитное отношение (МГц/Т)
Водород	$^1\text{H}$	1/2	42.6
Углерод	$^{13}\text{C}$	1/2	10.7
Кислород	$^{17}\text{O}$	5/2	5.8
Фтор	$^{19}\text{F}$	1/2	40.0
Натрий	$^{23}\text{Na}$	3/2	11.3
Магний	$^{25}\text{Mg}$	5/2	2.6
Фосфор	$^{31}\text{P}$	1/2	17.2
Сера	$^{33}\text{S}$	3/2	3.3
Железо	$^{57}\text{Fe}$	1/2	1.4

Если посмотреть на группу протонов водорода (как в молекуле), мы увидим множество крошечных стержневых магнитов, вращающихся вокруг собственных осей. Из школьных уроков мы помним, что два северных полюса, и два южных полюса двух магнитов отталкиваются друг от друга, в то время как противоположные по знаку полюса притягиваются.

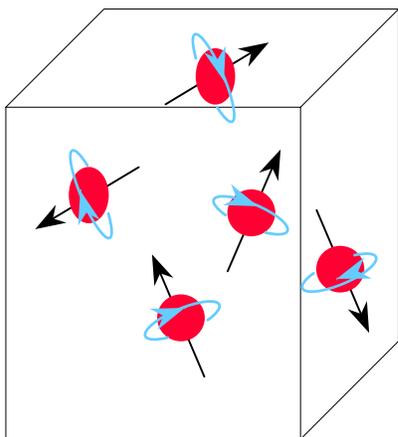


Рисунок 12

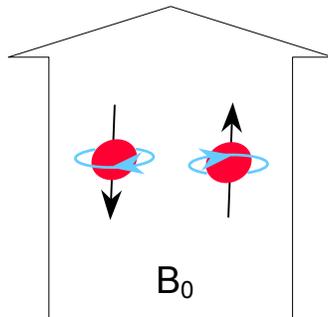
В нашем организме эти крошечные стержневые магниты упорядочиваются таким образом, что магнитные силы уравниваются. Организм человека находится в магнитном балансе. Иначе мы бы притягивали множество металлических предметов.

Теперь, когда мы установили некоторые интересные факты из жизни, давайте посмотрим, что нас ждет впереди, и попробуем провести МРТ исследование.

Из параграфа об аппаратном обеспечении мы выяснили, что используемые для формирования изображений магниты бывают с различной напряженностью поля. Магнит с напряженностью поля 1.5 Т в  $\pm 30.000$  раз сильнее гравитационного поля Земли! Это означает, что мы работаем с потенциально опасным оборудованием (подробнее об этом позже).

Когда мы помещаем человека в магнитное поле, с протонами водорода происходят интересные изменения:

1. Они выстраиваются вдоль магнитного поля двумя способами – параллельно или антипараллельно.



( $B_0$  – характеристика магнитного поля МР сканера)

Рисунок 13

2. Они прецессируют или "колеблются" благодаря наличию магнитного момента атома.

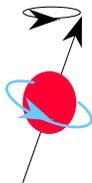


Рисунок 14

Они прецессируют с Ларморовой частотой. Эта Ларморовая частота нуждается в небольшом дальнейшем пояснении. Ларморовая частота может быть вычислена из следующего соотношения (не беспокойтесь, это первое из всего лишь двух соотношений, с которыми вы встретитесь в этом курсе):

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Где:  $\omega_0$  = прецессионная или Ларморовая частота. (МГц)  
 $\gamma$  = гиромагнитное отношение. (МГц/Т)  
 $B_0$  = напряженность магнитного поля. (Т)

Приведенные два параметра, которые мы уже обсуждали выше, используются вместе: гиромагнитное отношение и напряженность магнитного поля.

Перед вами самое симпатичное небольшое уравнение, которое я когда-либо встречал. Но почему оно так важно? Ларморовая частота необходима для вычисления рабочей частоты МРТ системы. В 1.5 Т системе, Ларморовая или прецессионная частота вычисляется как:  $42.57 \times 1.5 = 63.855$  МГц. Частоты прецессии для 1.0Т, 0.5Т, 0.35Т и 0.2Т систем равняются 42.57 МГц, 21.285 МГц, 14.8995 МГц и 8.514 МГц соответственно. Вы можете увидеть эти значения на своей системе, проверив центральную частоту или нечто подобное.

Теперь мы знаем, что происходит с отдельными протонами, когда мы помещаем “жертву” в сканер. Позвольте продолжить историю и показать, что происходит далее.

Когда протоны попадают в сильное магнитное поле сканера, как мы убедились, они выстраиваются двумя способами: параллельно и антипараллельно направлению поля. Эти состояния можно также назвать низким и высоким энергетическим состояниями.

Распределение протонов для каждого состояния не одинаковое. Протоны, подобно многим людям, ленивы. Они предпочитают находиться в состоянии с низкой энергией. Протонов с параллельной ориентацией или низкой энергией больше, чем антипараллельных или с высоким состоянием энергии (Рисунок 15). Однако, различие не большое. Превышающее количество протонов, ориентированных параллельно в поле 0.5Т, составляет всего лишь 3 протона на миллион (3 ppm = parts per million = миллионная часть), в системе с 1.0Т – 6 протонов на миллион и в 1.5Т системе – 9 протонов на миллион. Итак, число избыточных протонов пропорционально  $B_0$ . Это – также является причиной, почему 1.5Т системы обеспечивают лучшее изображение по сравнению с системами более низкой напряженности поля.

9 ppm избыточных протонов не кажутся очень большим количеством, но в действительности, они складываются в целое множество. Взгляните на следующее вычисление, выполненное **Moriel NessAiver**, Ph. D. (Он написал превосходную книгу по физике МРТ, которую я настоятельно рекомендую прочитать. См. раздел рекомендуемой литературы). Он вычислил, сколько избыточных протонов содержится в одном вокселе (элементе объемного изображения) в системе 1.5Т.

- Допустим, размеры воксела  $2 \times 2 \times 5 \text{ мм} = 0.02 \text{ мл}$
- Число молекул в моле =  $6.02 \times 10^{23} \text{ моль}^{-1}$  – постоянная Авогадро.
- 1 моль воды весит 18 грамм ( $O^{16} + 2H^1$ ), состоит из 2 молей водорода и объем составляет 18 мл, поэтому.....
- 1 воксел воды содержит  $2 \times 6.02 \times 10^{23} \times 0.02 / 18 = 1.338 \times 10^{21}$  общих протонов
- Общее количество избыточных протонов =

$$\frac{1.338 \times 10^{21} \times 9}{2 \times 10^6} = 6.02 \times 10^{15} \text{ или } 6 \text{ миллионов миллиардов!!!}$$

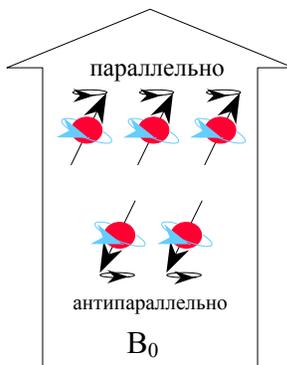


Рисунок 15

Не повторяйте эти расчеты дома! (Другими словами: не запоминайте их).

В конечном счете, мы видим, что **суммарная намагниченность** (сумма всех крошечных магнитных полей каждого протона) ориентирована по направлению магнитного поля системы. Именно эту суммарную намагниченность будем рассматривать в дальнейшем.

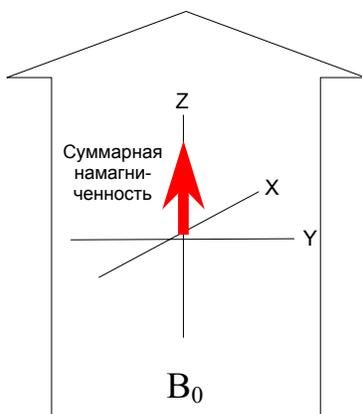


Рисунок 16

Для того чтобы наглядно объяснить, что происходит с этой суммарной намагниченностью в нашем МРТ исследовании, научное сообщество придумало блестящую идею визуализировать процессы посредством векторов.

Вектор (красная стрелка на *Рисунке 16*) имеет направление и силу. Чтобы понять, что происходит с вектором (суммарной намагниченности) представим систему координат, которая является ничем иным, как совокупностью осей X, Y и Z.

Ось Z всегда ориентирована по направлению главного магнитного поля, в то время как X и Y направлены под определенными углами к Z. На рисунке мы видим (красный) суммарный вектор намагниченности, одинаково направленный с осью Z. Суммарную намагниченность назовем  $M_z$  или продольной намагниченностью. Теперь мы можем делать упрощенные рисунки движения суммарного вектора намагниченности.

Итак, вы готовы рассматривать процессы глубже, продолжить МРТ эксперименты и посмотреть, что произойдет, когда мы начнем манипулировать суммарным вектором намагниченности.

Для получения изображения не достаточно поместить пациента в магнит. Необходимо произвести нечто большее, обсуждаемое на последующих страницах. Дальнейшие шаги могут быть разделены на возбуждение, релаксацию, сбор данных, обработку и вывод на экран.

## Возбуждение

До того, как система начинает получать данные, она производит быстрые измерения (называемые также предварительным сканированием), чтобы определить частоту вращения протонов (Ларморовую частоту). Эта центральная частота важна, так как используется системой для следующего шага.

Как только центральная частота определена, система начинает сбор данных.

Пока отложим эту тему, не будем затрагивать импульсные последовательности, вернемся к этому чуть позже. На данном этапе мы только зондируем пациента радиочастотным импульсом и смотрим, что происходит.

Предположим, мы работаем с системой 1.5 Т. Центральная или операционная частота системы – 63.855 МГц. Чтобы управлять суммарной намагниченностью, мы должны послать радиочастотный (РЧ) импульс с частотой, соответствующей центральной частоте системы: 63.855 МГц. Именно поэтому метод был назван магнитно-резонансной томографией. Явление резонанса встречается и в опере, когда певец берет высокую ноту и хрустальный бокал разлетается вдребезги. МРТ основана на этом же принципе. Только протоны, вращающиеся с частотой РЧ импульса, реагируют на этот РЧ сигнал. Если воздействовать РЧ импульсом другой частоты, скажем 59.347 МГц, ничего не произойдет.

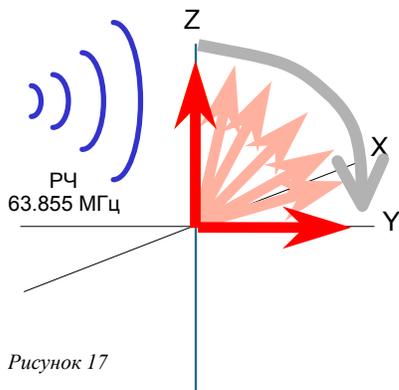


Рисунок 17

Посылая РЧ импульс с центральной частотой, с некоторой силой (амплитудой) и в течение определенного периода времени, можно вращать вектор суммарной намагниченности в плоскости, перпендикулярной оси Z, в данном случае плоскости X-Y (*Рисунок 17*). (Видите, насколько удобно векторное представление. Без векторов было бы невозможно нарисовать этот случай).

Мы просто "перевернули" суммарный вектор намагниченности на  $90^\circ$ . Позже мы встретим такой параметр последовательности импульсов, как угол поворота (FA - Flip Angle), который указывает угол отклонения суммарного вектора намагниченности. Этот вектор возможно поворачивать на любой угол в пределах от  $1^\circ$  до  $180^\circ$ . Пока мы только используем FA, равный  $90^\circ$ .

Этот процесс называется возбуждением. Вот и все, аплодисменты!!

## Релаксация

Теперь будет еще интереснее. Мы вращали суммарный вектор намагниченности на  $90^\circ$  в плоскости X-Y. Можно по-другому сказать, мы переводили протоны в более высокое энергетическое состояние. Это происходит за счет поглощения протонами энергии РЧ импульса. Такую ситуацию протоны не любят. Ее можно сравнить с ходьбой на руках, это возможно, но в течение недолгого времени и не приносит удовольствия. Вы предпочитаете ходить на ногах. Аналогично и для протонов, они предпочитают выстраиваться вдоль магнитного поля или, другими словами, находиться в состоянии с низкой энергией. Теперь о релаксации. Процесс релаксации можно разделить на две части: T1 и T2 релаксации.

### T1 Релаксация

Протоны стремятся вернуться в первоначальное положение, называемое равновесием. Это достигается за счет излучения поглощенной энергии в форме (незначительного) тепла и РЧ волн.

В принципе, происходит обратное возбуждение. Суммарный вектор намагниченности возвращается в исходное положение по направлению Z-оси.

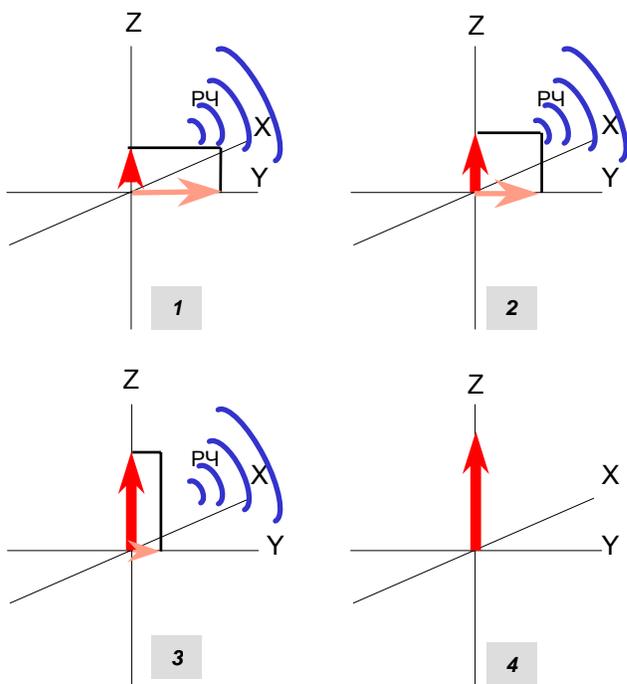


Рисунок 18

После прекращения действия РЧ импульса возбуждения, суммарный вектор намагниченности будет восстанавливаться по Z-оси, излучая радиочастотные волны (Рисунок 18). T1 релаксация описывает процессы в направлении оси Z. Через некоторое время ситуация возвращается к первоначальной до зондирования пациента РЧ импульсом.

T1 релаксация известна также как спин-решеточная релаксация, потому что энергия распространяется в окружающие ткани (решетку).

Пока все хорошо! Описанный процесс относительно легкий для восприятия, потому что его можно представить.

### Кривая релаксации T1

T1 релаксация происходит в объеме протонов, которые испытали 90° импульс возбуждения. Однако связи протонов в молекулах неодинаковые. Эти связи различны для каждой ткани. Один атом <sup>1</sup>H может быть связан очень сильно, как в жировой ткани, в то время как другой атом может иметь более слабую связь, например в воде. Сильно связанные протоны выделяют энергию намного быстрее, чем протоны со слабой связью. Поэтому скорость испускания энергии различна. График скорости T1 релаксации представлен на *Рисунке 19*.

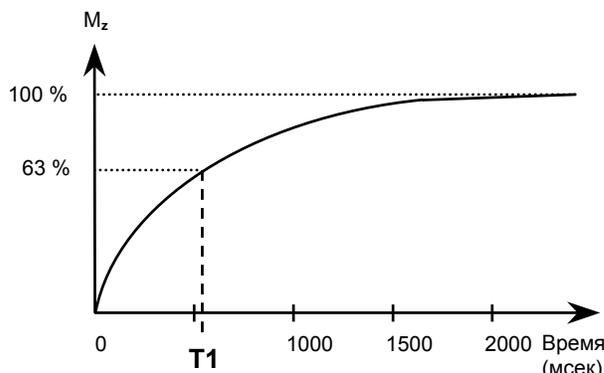


Рисунок 19

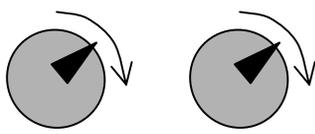
График показывает, что в момент времени равный 0 сразу после воздействия РЧ импульсом намагниченность отсутствует в направлении оси Z. Но постепенно  $M_z$  начинает восстанавливаться по Z-оси. Релаксация T1 – постоянная времени. T1 определяется как время, необходимое для достижения 63% продольной намагниченности ( $M_z$ ) от первоначального уровня намагниченности. Подобную кривую можно нарисовать для каждой ткани. Это то, что **Дамاديан и Лаутербур** обнаружили много лет назад. Каждая ткань выделяет энергию с различной скоростью, и именно поэтому МРТ имеет такое хорошее контрастное разрешение.

### T2 Релаксация

Как говорилось выше, процесс релаксации состоит из двух частей. Вторая часть, T2 релаксация, более сложная. Я заметил, что в понимании этого раздела возникают трудности, но не отчаивайтесь, мы смело пойдем дальше. Прежде всего, очень важно понять, что T1 и T2 релаксации – два независимых процесса. Первый не имеет ничего общего со вторым процессом. Единственная вещь, которая их объединяет: оба процесса протекают одновременно. T1 релаксация описывает процессы, происходящие в Z направлении, в то время как T2 релаксация описывает процессы в плоскости X-Y. Именно поэтому они не имеют ничего общего между собой.

### Фаза и фазовая когерентность

Вы когда-нибудь слышали о фазе? Представьте группу солдат, марширующих по дороге и наступающих на левую ногу одновременно. Сержант командует ими: левый, правый; левый, правый, левый... левый... левый, правый. Можно сказать, что строй идет синхронно или в фазе.



А

В

Рисунок 20

Другой пример: на *Рисунке 20* мы видим два колеса со стрелками. Колеса вращаются с одинаковой скоростью. Поэтому стрелки будут обращены в одинаковом направлении в любой момент времени, т. е. колеса вращаются в фазе.

Давайте вернемся на один шаг назад и рассмотрим суммарный вектор намагниченности прежде, чем мы применим  $90^\circ$  РЧ импульс. Суммарный вектор намагниченности – сумма всех маленьких магнитных полей протонов, направленных по Z-оси.

Каждый отдельный протон вращается вокруг собственной оси. Хотя они могут вращаться с одинаковой скоростью, их вращение не в фазе или, другими словами, фазовая когерентность отсутствует. Стрелки двух колес, как в предыдущем примере, указали бы в разных направлениях.

Но если применить  $90^\circ$  РЧ импульс, происходят интересные изменения. Помимо отклонения суммарного вектора намагниченности в плоскость X-Y, протоны начнут вращаться в фазе!!

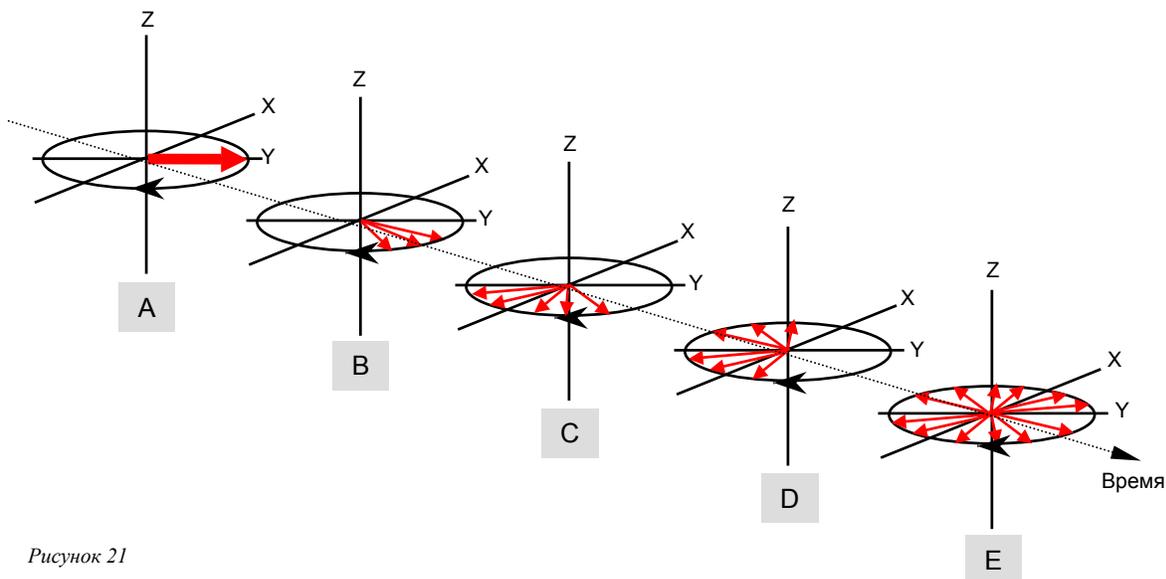


Рисунок 21

Итак, сразу после воздействия  $90^\circ$  РЧ импульсом суммарный вектор намагниченности (теперь называемый поперечной намагниченностью) начинает вращаться в плоскости X-Y вокруг оси Z (Рисунок 21А). Все векторы имеют одно и то же направление, потому что они находятся в фазе. Однако они не сохраняют это состояние.

Я уверен, что в детстве вы играли в игру, в которой вставали близко друг за другом и затем пробовали идти вместе. Это получалось, когда вы вытягивали левую ногу одновременно. Тогда вы шли в фазе. В некоторый момент времени один из вас спотыкался, и ноги запутывались, приводя к небольшому хаосу, при котором синхронность движения нарушалась: получалось не в фазе или дефазирование. Подобная ситуация происходит и с векторами в МРТ.

Помните, что каждый протон можно представить как крошечный стержневой магнит с северным и южным полюсами. И два полюса одного знака отталкиваются друг от друга. Поскольку магнитные поля каждого вектора влияют друг на друга, произойдет такая ситуация, когда один вектор замедлится, в то время как другой вектор может ускориться. Векторы будут вращаться с разными скоростями, и поэтому не смогут иметь одинаковое направление: они начнут смещаться по фазе. Сначала количество дефазированных векторов будет небольшим (Рисунок 21В, 21С, 21D), но быстро увеличивающимся до момента, когда фазовая когерентность исчезнет: не будет ни одного вектора, совпадающего по направлению с другим (Рисунок 21Е). Но, тем не менее, вся группа векторов все еще будет вращаться в плоскости X-Y перпендикулярно оси Z.

Этот процесс перехода из ситуации полного совпадения фаз к ситуации совершенного отсутствия фазы называется T2 релаксацией.

## Кривая релаксации T2

Точно так же, как T1 релаксация, T2 релаксация не происходит мгновенно. Опять же, она зависит от связи протона водорода в молекуле и является различной для каждой ткани.

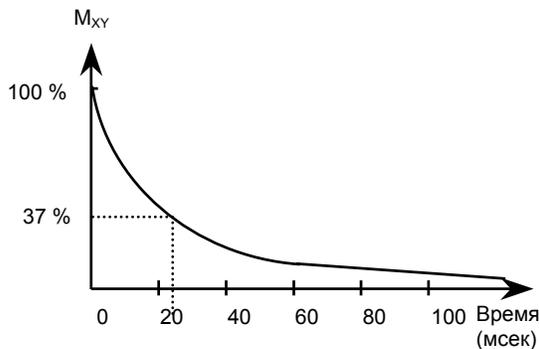


Рисунок 22

Также можно нарисовать график (Рисунок 22).

Сразу после воздействия  $90^\circ$  РЧ импульсом вся намагниченность “переходит” в плоскость XY. Суммарная намагниченность меняет название на  $M_{xy}$ . В момент времени, равный 0, все спины находятся в фазе, но затем начинается смещение по фазе. T2 релаксация – также постоянная времени. T2 определяется как время, необходимое для достижения 37% количества смещенных по фазе протонов от первоначального значения.

Скорость смещения по фазе различна для каждой ткани. Дефазирование в жировой ткани происходит быстрее по сравнению с водой.

Еще одно замечание относительно T2 релаксации: она протекает гораздо быстрее T1 релаксации. T2 релаксация происходит за десятки миллисекунд, в то время как T1 релаксация может достигать секунд. (Смотрите таблицу времен релаксации в § Приложение).

T2 релаксация также называется спин-спиновой релаксацией, потому что она описывает взаимодействия между протонами в их непосредственной среде (молекулах).

### Помните:

- T1 и T2 релаксации – два независимых процесса, протекающих одновременно.
- T1 происходит вдоль оси Z; T2 происходит в плоскости X-Y.
- 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; в ситуации, рассмотренной выше, мы воздействовали  $90^\circ$  РЧ импульсом.

## Сбор данных

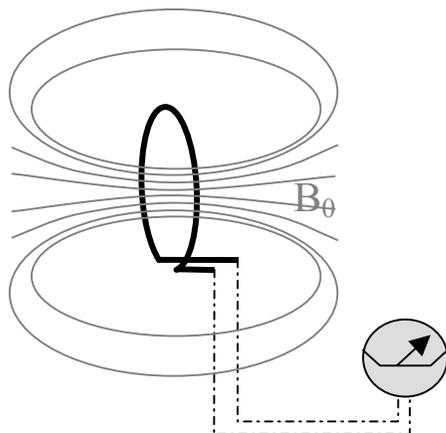


Рисунок 23

Во время процессов релаксации протоны излучают избыточную энергию, полученную от  $90^\circ$  РЧ импульса, в виде радиоволн. Для создания изображения необходимо собрать эти волны прежде, чем они исчезнут в пространстве.

Это можно осуществить с помощью **приемной катушки**. Приемная катушка может быть как **передающей**, так и только приемной. Интересный и чрезвычайно важный факт позиционирования приемной катушки.

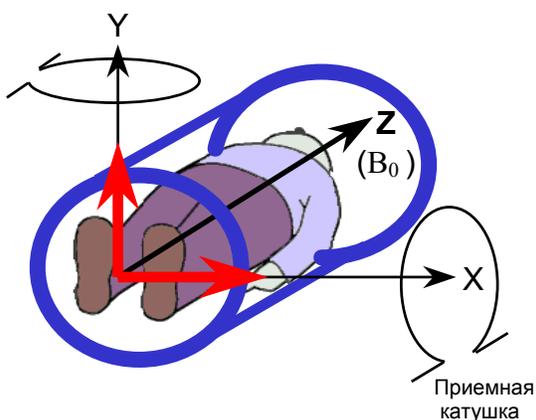


Рисунок 24

Приемная катушка должна быть помещена под определенными углами к главному магнитному полю ( $B_0$ ). Неправильное расположение приведет к формированию изображения без сигнала. И вот почему: если мы откроем катушку, мы по существу ничего не увидим, кроме петли медного провода. При прохождении магнитного поля через петлю, в ней индуцируется ток (Рисунок 23).  $B_0$  – очень сильное магнитное поле; намного сильнее, чем РЧ сигнал, который мы хотим получить. Это означает, что при помещении катушки определенным образом,  $B_0$ , проходя сквозь катушку, индуцирует огромный ток, а небольшой ток, вызванный РЧ волной, подавляется. На изображении мы увидим только много зерен (называемых шумом).

Поэтому мы должны убедиться, что приемная катушка расположена таким образом, что  $B_0$  не проходит сквозь нее. Единственный способ выполнить это требование заключается в помещении приемной катушки под правильными углами к  $B_0$  как показано на Рисунке 24.

Достаточно интересно самому пробовать располагать катушку на своем сканере. Сделайте несколько сканирований с позиционированием приемной катушки под различными углами. Начните с правильного расположения катушки относительно  $B_0$ , а затем немного поверните ее, позволив  $B_0$  проходить сквозь катушку. После поверните катушку еще больше до полного прохождения  $B_0$  сквозь нее. Вы будете наблюдать значительные ухудшения изображения. На некотором этапе система, вероятно, уже не сможет "подстроиться" под катушку и сканирование производиться не будет.

#### Помните:

- Единственный подходящий способ позиционирования приемной катушки – под правильными углами к  $B_0$ .

Примечание: Большинство катушек специально разработаны для определенной части тела. Возьмем, например, катушку для головы; при установке катушки на столе сканера, мы видим, что  $B_0$  проходит сквозь катушку. Но это 'обман зрения'. Катушка сконструирована таким образом, что петли медного провода, которые составляют катушку, располагаются под определенными углами к  $B_0$ . Проектирование катушки для сквозного типа магнита, в котором  $B_0$  проходит по всей длине тела, является исключительно трудной задачей. Если раскрыть катушку для головы, можно увидеть два медных провода седловидной формы, расположенных под определенными углами друг к другу. Для получения информативного сигнала используются две катушки, так как седловидные катушки весьма неэффективны.

Согласно законам **Фарадея** радиочастотная волна имеет электрическую  $E$  и магнитную составляющие, которые находятся под определенными углами друг к другу, имеют разность фаз  $90^\circ$  и обе движутся в одном направлении со скоростью света (Рисунок 25).

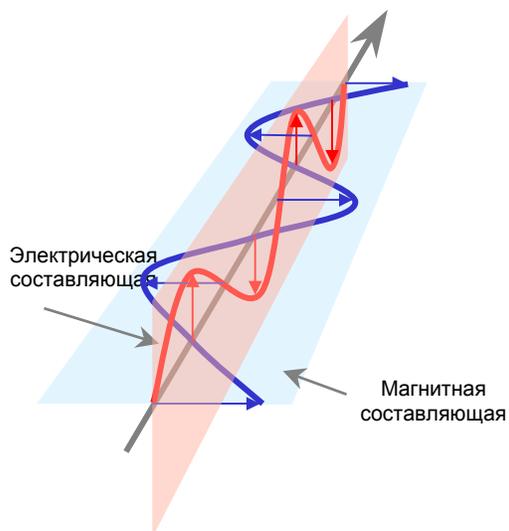


Рисунок 25

Нас интересует именно магнитная составляющая, индуцирующая электрический ток в приемной катушке.

Расположение катушки под правильными углами к  $B_0$  преследует еще одну цель: получение сигналов только от тех процессов, которые происходят под определенными углами к  $B_0$ . Это не что иное, как T2 релаксация. T2 релаксация – затухающий процесс, означающий высокую фазовую когерентность в начале процесса, но быстро уменьшающуюся до полного исчезновения когерентности в конце.

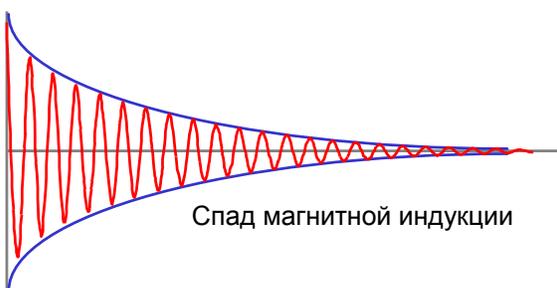


Рисунок 26

Следовательно, полученный сигнал в начале сильный, но быстро ослабевает за счет T2 релаксации (Рисунок 26).

Сигнал называется спадом магнитной индукции (FID - Free Induction Decay). FID-сигнал, который мы получили бы в отсутствии магнитного поля. При действии магнитного поля спад T2 происходит быстрее за счет локальной (микроскопической) неоднородности магнитного поля и химического сдвига, известные как T2\* эффекты. Полученный сигнал гораздо короче T2. Фактический сигнал ослабевает очень быстро; за  $\pm 40$  миллисекунд он уменьшается почти до нуля. Это представляет собой проблему, которую рассмотрим позже.

## Вычисление и вывод на экран

Полученный сигнал поступает в компьютер и, что удивительно, через четверть секунды изображение появляется на экране. По части вычислений можно рассказать очень много, но это выходит за рамки данной истории и, более того, совершенно не относится к делу (к моей радости, ☺).

Рисунок 27 иллюстрирует весь процесс графически.

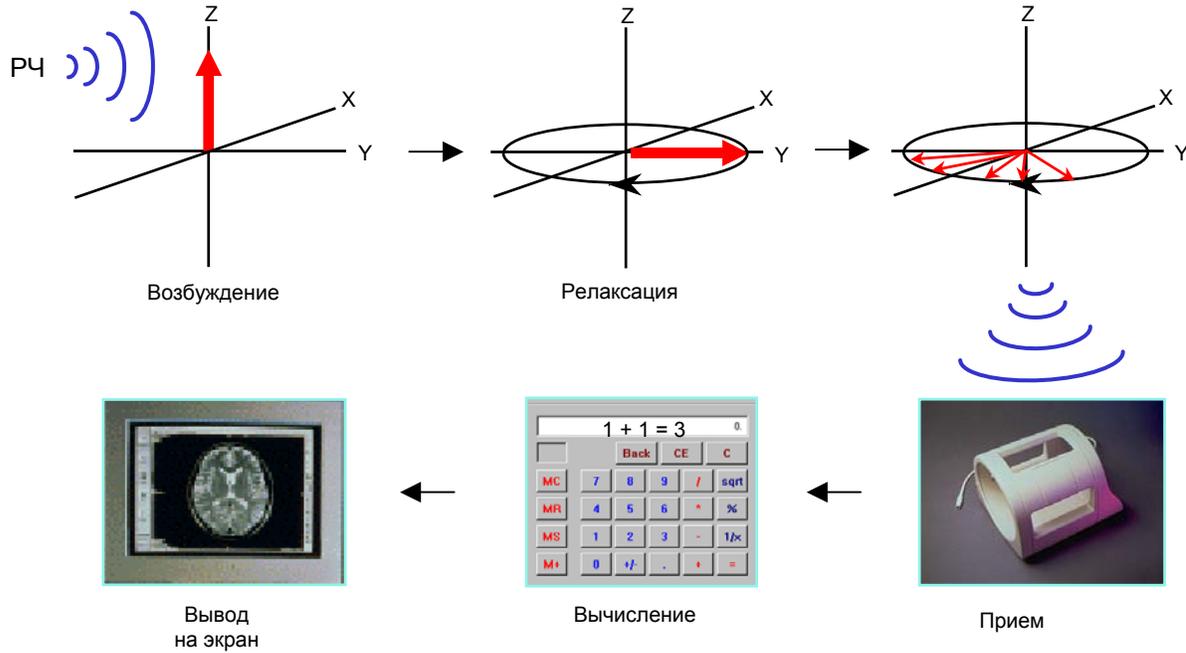


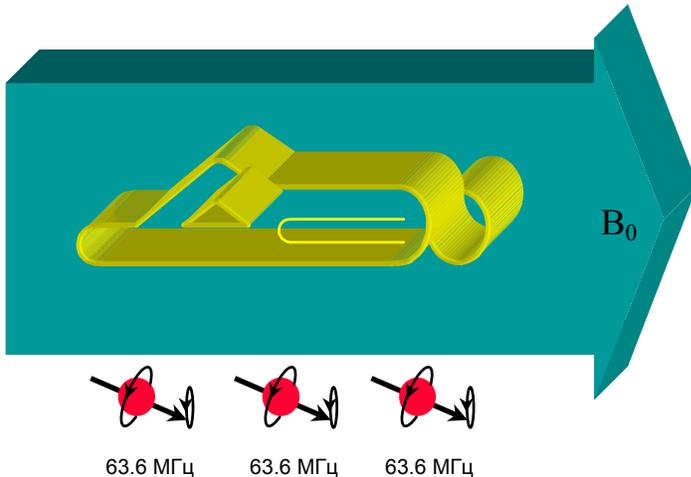
Рисунок 27

Вот так. МРТ – это орех в скорлупе. Очевидно, все немного сложнее, но, по сути, все сводится именно к этому.

## Больше физики

Теперь Вы знаете, как работает МРТ. Хорошо, но, по сути, вы обладаете только поверхностными знаниями. Пора начинать копать немного глубже.

И как только мы начали копать, натолкнулись на проблему!



Если предположить, что магнитное поле однородно на 100 % (что не так), то все протоны в организме вращались бы с Ларморовой частотой (Рисунок 28). Это также означает, что все протоны возвращали бы сигнал. Как узнать, от головы или от ног поступает сигнал? В общем, мы этого не знаем. Если оставить все как есть, мы не получим хорошее изображение; или точно не то, которое ожидали. Оно будет содержать только неразборчивые пятна. Решение нашей проблемы может быть найдено в свойствах РЧ волны, а именно: фаза, частота и амплитуда.

Рисунок 28

Сначала мы разделим тело на элементы объема, известные как воксели. Затем 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.

Введем новое понятие – градиентные катушки.

### Градиентные катушки

Градиентные катушки представляют собой набор проводов в магните, которые позволяют создавать дополнительные магнитные поля, в некотором отношении, накладывающиеся на главное магнитное поле  $B_0$ . Звучит сложно, но в действительности все проще.

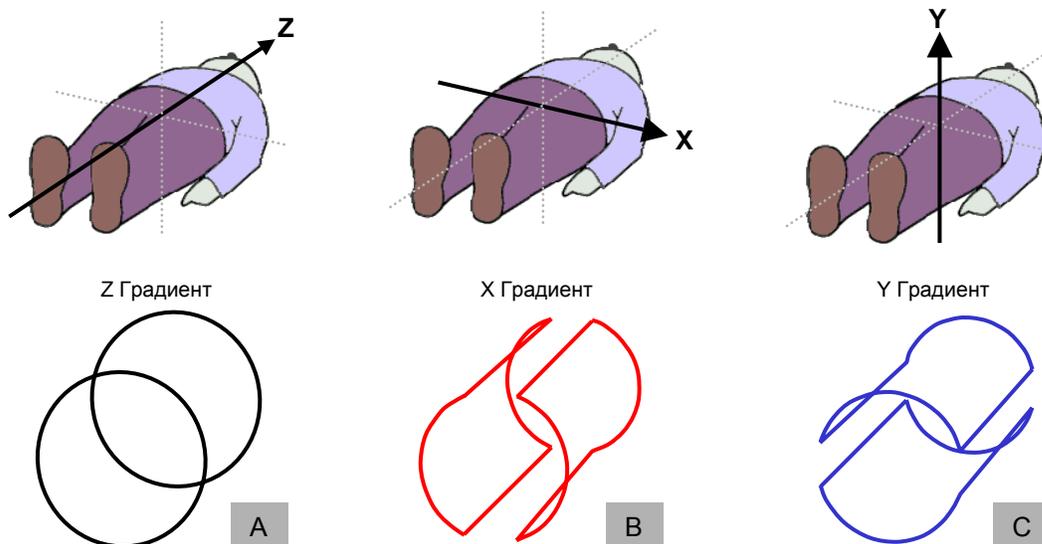


Рисунок 29

Имеются 3 набора проводов. Каждый набор может создавать магнитное поле в определенном направлении: Z, X или Y. Когда ток поступает в Z градиент, магнитное поле создается в Z направлении (Рисунок 29А). Аналогично происходит в других градиентах (Рисунок 29В и 29С).

Интересная деталь: Известно, что МРТ может создавать много помех во время сбора данных. Генерируемое магнитное поле очень сильное. Хотя градиентные катушки надежно зафиксированы в смоле, силы ими создаваемые, достаточны для возникновения вибрации катушек, и как следствие помех.

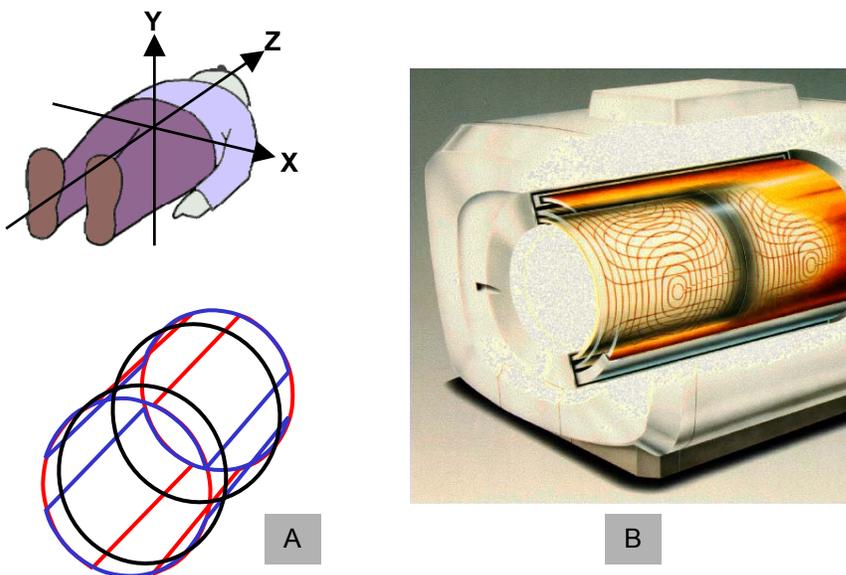
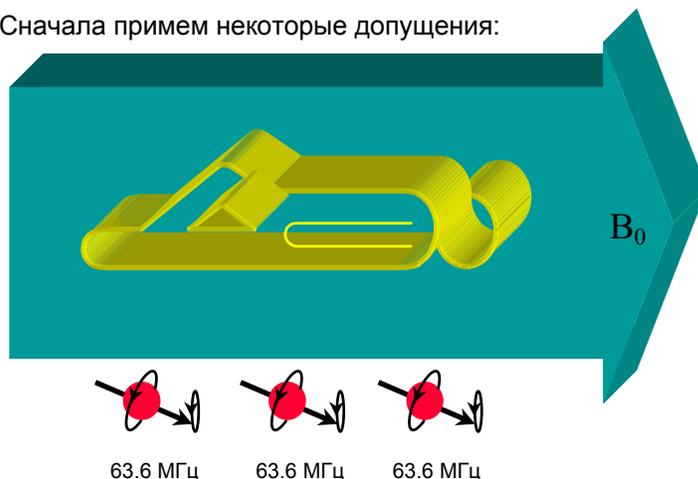


Рисунок 30

Рисунок 30А схематически показывает формирование цилиндра из 3 градиентных катушек. Затем этот цилиндр помещается в отверстие магнита (Рисунок 30В). Далее обсудим использование градиентов при кодировании сигнала.

### Кодирование сигнала

Сначала примем некоторые допущения:



- Будем получать аксиальные изображения мозга.
- Используем магнит с полем 1.5 Т.
- Магнитное поле однородно и покрывает все тело с ног до головы. (В действительности это не так, однородная область находится в изоцентре магнита и

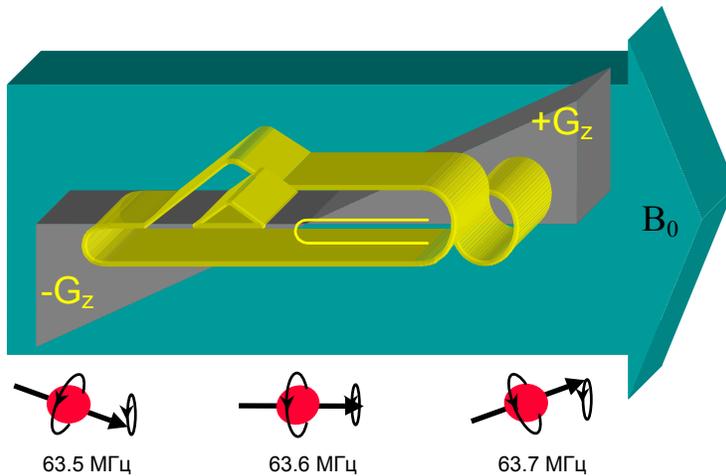
Рисунок 31

составляет лишь 40 см в диаметре, но это допущение упростит объяснение).

Когда мы помещаем пациента в магнит, все протоны от головы до пальцев ног выравниваются вдоль  $B_0$ . Они вращаются с Ларморовой частотой 63.6 МГц (*Рисунок 31*).

При использовании  $90^\circ$  РЧ импульса возбуждения для перевода вектора намагниченности в плоскость X-Y, все протоны реагируют и возвращают сигнал, но откуда поступает сигнал: от головы или ног – мы не знаем.

### Срез-кодирующий градиент

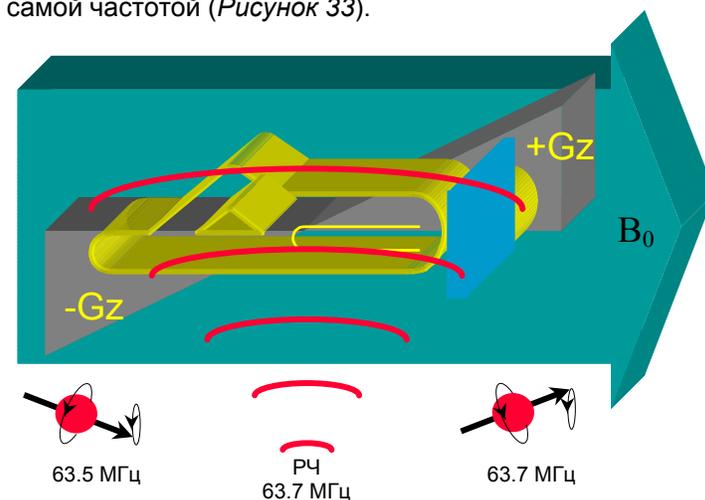


*Рисунок 32*

При включенном Z-градиенте в этом направлении генерируется дополнительное магнитное поле, накладывающееся на  $B_0$ . Обозначение  $+G_z$  на *Рисунке 32* показывает, что поле  $B_0$  у головы немного сильнее, чем в изоцентре магнита. Более сильное поле  $B_0$  означает более высокую Ларморовую частоту. Вдоль всего наклона градиента поле  $B_0$  различно и, следовательно, протоны вращаются с разными частотами. Поэтому, протоны головы будут вращаться немного быстрее, чем в изоцентре. Для протонов ног – обратная картина. *Рисунок 32* показывает, что частота вращения протонов ног составляет 63.5 МГц, в изоцентре магнита все еще 63.6 МГц, а протоны головы имеют частоту 63.7 МГц.

*(Эти частоты взяты в качестве примера; в действительности разница между частотами гораздо меньше).*

Теперь, 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 самой частотой (*Рисунок 33*).



*Рисунок 33*

При включенном Z-градиенте в этом направлении генерируется дополнительное магнитное поле, накладывающееся на  $B_0$ . Обозначение  $+G_z$  на *Рисунке 32* показывает, что поле  $B_0$  у головы немного сильнее, чем в изоцентре магнита. Более сильное поле  $B_0$  означает более высокую Ларморовую частоту. Вдоль всего наклона градиента поле  $B_0$  различно и, следовательно, протоны вращаются с разными частотами. Поэтому, протоны головы будут вращаться немного

Это называется срез-кодированием или срез-селекцией. В этом примере  $G_z$  – срез-кодирующий градиент.

Если на данном этапе принять ответный сигнал, мы сможем определить, что сигнал получен от единственного среза головы.

Теперь для одного направления (Z-направления) мы знаем, откуда поступает сигнал. Это – большое достижение.

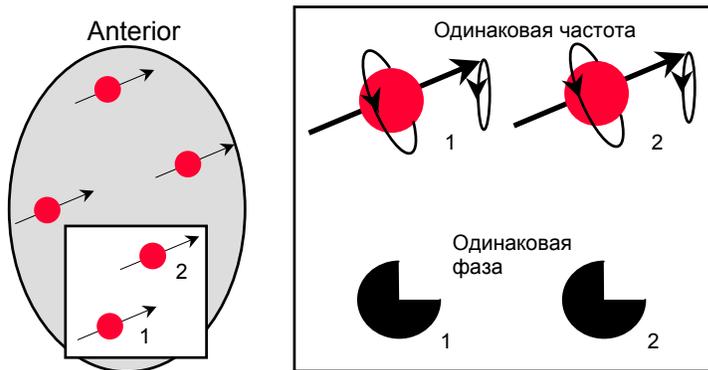


Рисунок 34

Рисунок 34 показывает аксиальный срез, который только что был создан градиентом  $G_z$ . Если подробнее рассмотреть протоны 1 и 2 в этом срезе, мы увидим, что они оба вращаются с одной частотой и имеют одинаковую фазу. В срезе находится огромное количество протонов, и мы все равно не знаем из какой части среза получен сигнал: передней, задней, левой или правой сторон. Поэтому для точного определения непосредственного источника сигнала требуется дальнейшее кодирование.

### Фазо-кодирующий градиент

Для дальнейшего кодирования протонов на очень короткое время включается градиент  $G_y$ . В течение этого времени в anterior-posterior направлении создается дополнительное магнитное поле градиента.

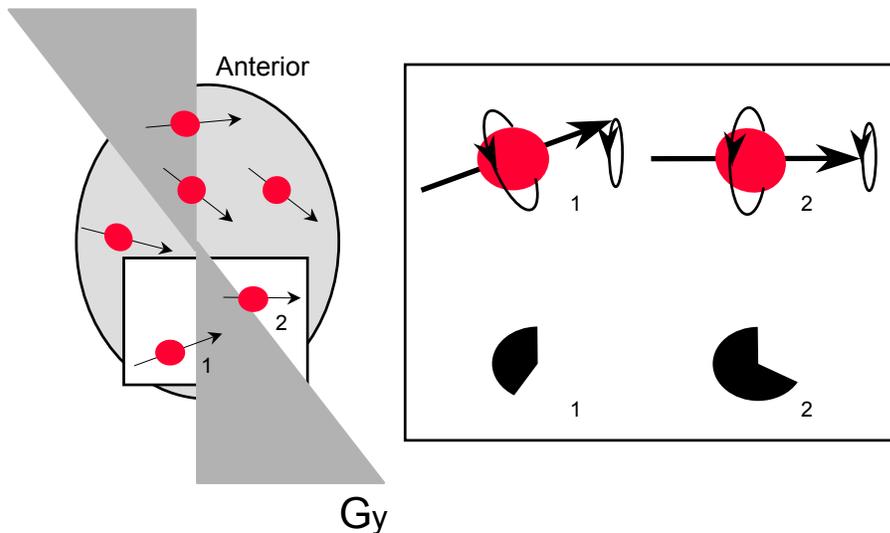
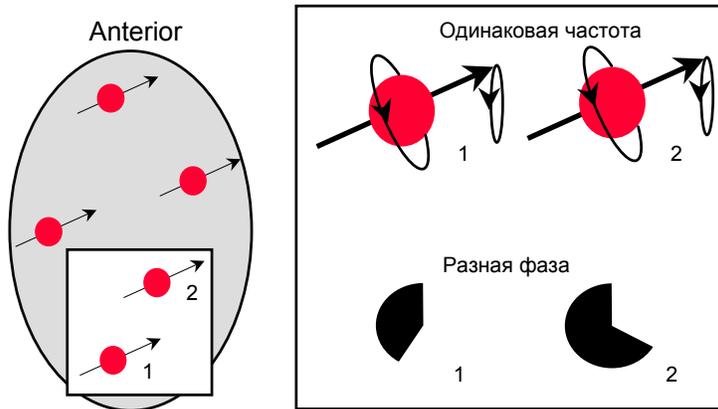


Рисунок 35

В этом случае передние протоны будут вращаться немного быстрее, чем задние протоны. Из-за этого различия протоны больше не вращаются в фазе. Взглянув на протоны 1 и 2, мы увидим, что протон 1 накопил большую фазу по сравнению с протоном 2 (Рисунок 35).



Когда градиент  $G_y$  выключен, каждый протон в срезе вращается с одинаковой частотой, но каждый имеет различную фазу (Рисунок 36).

Это называется кодированием фазы.

Рисунок 36

После второго процесса кодирования необходимо сделать следующий шаг в поиске точного определения непосредственного источника сигнала.

Мы можем определить две вещи:

1. Сигнал поступает из среза головы. (Кодирование среза)
2. Сигнал содержит ряд РЧ волн, имеющих одинаковую частоту, но разные фазы. Можно отличить, поступает ли сигнал с передней или задней сторон. (Кодирование фазы)

Все, что нам нужно сделать, – выполнить еще одно кодирование для определения стороны поступления сигнала: левая, центральная или правая часть головы.

#### Частотно-кодирующий градиент

Для кодирования левого-правого направления включается третий и последний градиент  $G_x$ , создающий дополнительное магнитное поле в этом направлении. Протоны с левой стороны вращаются с более низкой частотой, чем с правой. (Рисунок 37)

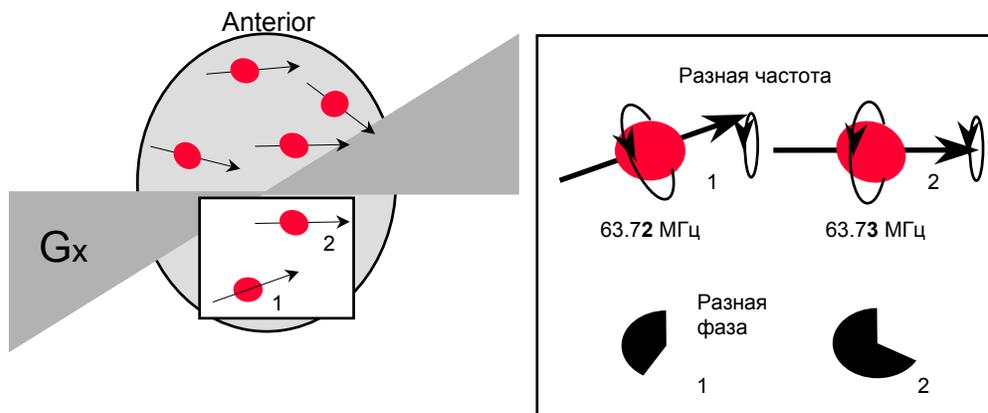


Рисунок 37

Они накапливают дополнительный сдвиг фазы из-за различий в частотах, но - что крайне важно - уже приобретенная разность фаз, полученная при кодировании фазы градиента на предыдущем шаге, сохраняется.

Теперь возможно определить, поступает ли сигнал с левой, центральной или правой стороны среза.

Задача выполнена!

Мы можем точно определять непосредственное происхождение сигналов, которые принимаются катушкой.

Давайте подведем итог и взглянем, чего мы достигли в течение всего процесса.

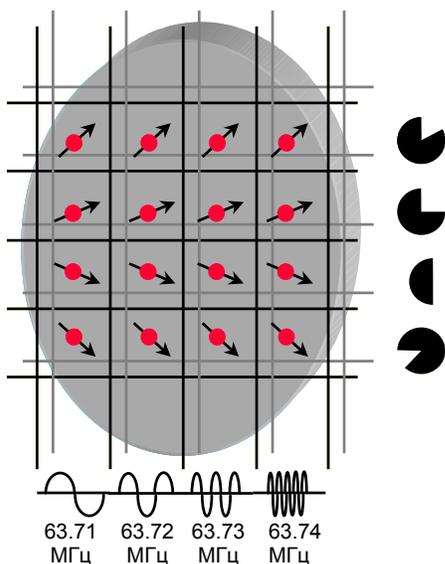


Рисунок 38

Рисунок 38 показывает конечный результат:

1. Gz градиент выбрал аксиальный срез.
2. Gy градиент создал строки с разными фазами.
3. Gx градиент сформировал столбцы с разными частотами.

Как видите, были созданы маленькие объемы (воксели). Каждый воксел имеет уникальную комбинацию частоты и фазы. Количество протонов в каждом вокселе определяет силу (амплитуду) РЧ волны.

Полученный сигнал, поступающий из различных областей (вокселей) мозга, содержит сложное сочетание частот, фаз и амплитуд.

Компьютер получает это огромное количество информации и затем происходит 'чудо'. Приблизительно через 0.25 секунды компьютер проанализирует данные и создаст изображение. 'Чудо' – математический процесс, известный как двумерное преобразование Фурье (ДПФ), которое позволяет компьютеру вычислить точное

размещение и интенсивность (яркость) каждого вокселя. *(Объяснение действия преобразования Фурье выходит за границы этой истории. Однако ПФ можно сравнить с призмой, преломляющей 'белый' свет (MP сигнал) в цвета радуги (изображение). Мы сами постоянно прodelьваем ПФ ушами. Мы воспринимаем много различных звуков (MP сигнал) в одно и то же время. Наш мозг выполняет ПФ, чтобы точно определить происхождение и интенсивность отдельных звуков (MP изображение).*

**Примечание:** за один шаг кодирование фазы выполняется только для одной строки. Для сканирования целого среза полный процесс кодирования среза, фазы и частоты должен быть повторен столько раз, сколько определено параметром Матрица<sub>кодирования фазы</sub> ( $M \times n_{pe}$ ). Это также объясняет потребность в параметре сканирования – время повторения (Repetition Time -TR). Подробнее о характеристиках сканирования позже.

Шаг в сторону: характеристики градиента

При покупке МРТ сканера, очень важно обратить особое внимание на подсистему градиента. Идеально, при включении градиента немедленно достигается максимум мощности, а при выключении сразу уменьшается до нуля (Рисунок 39А). К сожалению, дело обстоит не так, поскольку мы живем не в идеальном мире. В действительности градиенту необходимо

некоторое время, чтобы достичь максимума мощности при включении и нуля при выключении (Рисунок 39В). Время, необходимое для достижения максимальной мощности, называется временем нарастания (Рисунок 39С). Если максимальную мощность разделить на время нарастания, получится параметр, называемый скоростью нарастания. Эти параметры являются характеристиками градиентной системы.

Вам следует сравнивать эти значения, потому что они отличны для каждой системы:

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

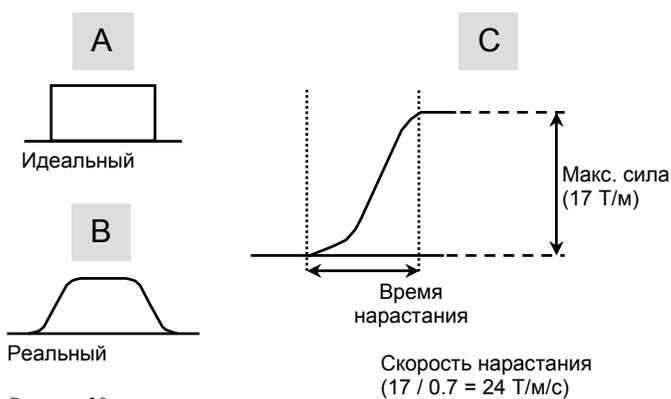


Рисунок 39

Эксплуатационные показатели сканера, и поэтому область его возможного применения, главным образом определяются эксплуатационными характеристиками системы градиента. Другие предсказуемые трудности связаны с напряженностью поля  $B_0$ , компьютерной системой и доступностью использования интерфейса пользователя.

Шаг в сторону: толщина среза

На первом шаге кодирования сигнала с помощью срез-селектирующего градиента ( $G_{ss}$ ) определяется положение среза. В нашем примере толщина среза не играла роли. Однако в реальной жизни она очень важна.

Толщина среза определяется двумя факторами:

1. Крутизной наклона поля градиента.
2. Полосой частот  $90^\circ$  РЧ импульса.

На Рисунках 40А и 40В крутизна градиента одинаковая, в то время как полоса частот РЧ импульса разная. В качестве альтернативы, рисунки 40С и 40D показывают, что, изменяя крутизну градиента при постоянной полосе частот РЧ импульса, можно также изменять толщину среза.

Практически, толщина среза определяется комбинацией крутизны градиента и полосы частот РЧ импульса.

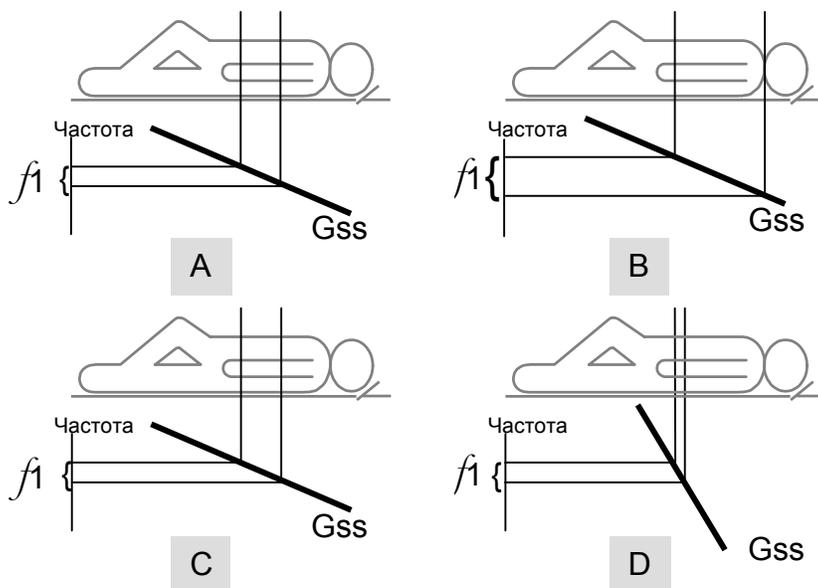


Рисунок 40

## Еще больше физики

Настало время капнуть еще немного глубже.

Как уже было сказано, физика МРТ является очень сложной темой. Физику можно разделить на различные отдельно стоящие части и, все же, они все связаны друг с другом. До настоящего времени мы говорили об общей картине и кодировании сигнала. В следующем разделе мы перейдем к другой части нашего повествования, в которой узнаем, как принимается и хранится сигнал до преобразования в изображение.

## Путешествие в $k$ -пространство

$k$ -пространству посвящены целые книги. Когда мне впервые рассказали о  $k$ -пространстве, я смог пробормотать только 'ах, повторите снова'. Что сложного в  $k$ -пространстве? Честно, я не знаю. Вероятно, нематериальные факты трудны для восприятия, почти совсем как шестое чувство.

Правда заключается в том, что мне никогда не рассказывали истинную историю, пока я не прочитал книгу Moriel NessAiver (см. ссылки), в которой красиво и почти романтично описано то, что является  $k$ -пространством:

*"Данные МРТ до преобразования в изображение (исходные или необработанные данные) — это то, что составляет  $k$ -пространство".*

Синонимом  $k$ -пространства является матрица и временная область. Одинаковые понятия. Причина, почему используется фраза  $k$ -пространство, и не употребляются другие понятия, заключается в ее широкой распространенности в литературе.

Вопрос: Почему  $k$ -пространство так важно?

Ответ: Оно помогает понять, как производится сбор данных МРТ изображения, и как действуют различные импульсные последовательности.

Приступим. Теперь держитесь!

Рисунок 41 показывает квадрат. Он является представлением  $k$ -пространства, матрицы, временной области или чего вам угодно. Мы видим две линии X и Y, которые разделяют этот квадрат таким образом, что левая, правая и верхняя, нижняя части симметричны. Не реконструированные в изображение данные МРТ будем помещать в этот квадрат.

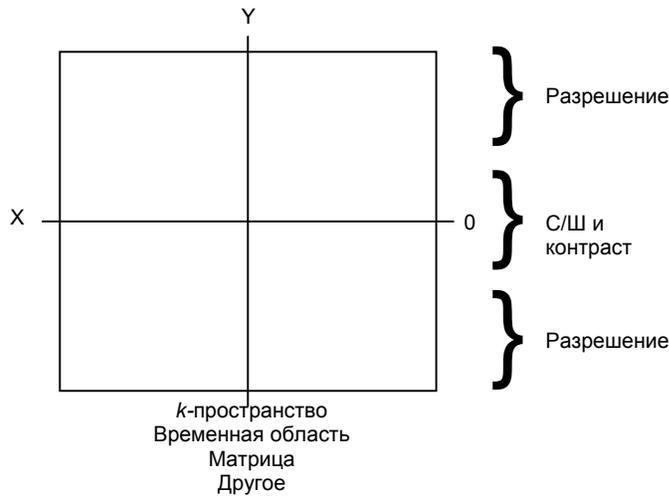


Рисунок 41

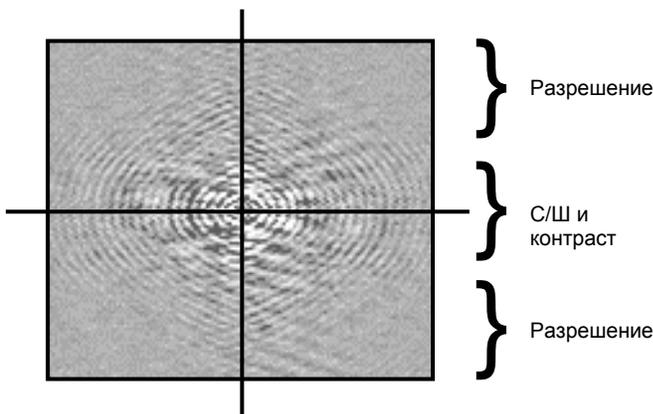


Рисунок 42

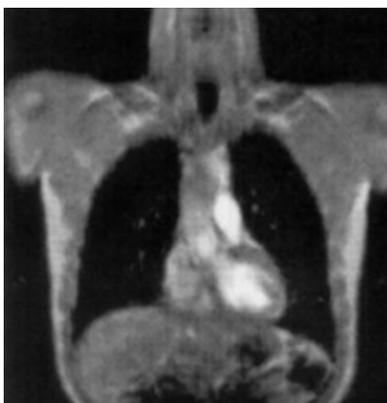


Рисунок 43

Полученные данные (также известные как 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, тогда как высокие частоты включают информацию о пространственном разрешении (резкости).

Это немного сложно для восприятия, но Рисунок 42 поможет прояснить ситуацию. Исходные данные могут быть восстановлены двумя способами. Рисунок 42 демонстрирует один способ реконструкции, с которым мы не знакомы. Это – то, что называется изображением исходных данных. Просто другое представление данных. Рисунок ясно показывает, что данные распределены вокруг центра. Видно, что центр содержит высокий и низкий сигналы или контрастную информацию. Распределенные вокруг центра 'кольца' составляют информацию о пространственном разрешении. Кроме того, можно заметить, что *k*-пространство симметрично слева направо и сверху вниз.

Другой способ реконструкции исходных данных позволит сразу узнать полученное изображение (Рисунок 43). Это изображение восстановлено из того же набора исходных данных.

Инженеры используют изображение исходных данных (Рисунок 42) для получения большего количества информации об артефактах изображения. Обычно причинами артефактов являются 'ненужные' частоты.

Для наглядного объяснения наличия информации об отношении сигнал / шум и контрасте в центре *k*-пространства, можно провести следующий эксперимент. Взгляните на Рисунок 44.

Здесь мы только восстановили центральную часть  $k$ -пространства (Рисунок 44А). Результирующее изображение (Рисунок 44В) контрастно, но очень расплывчато. Это потому, что мы не учли информацию о пространственном разрешении, которая сохранена вне  $k$ -пространства.

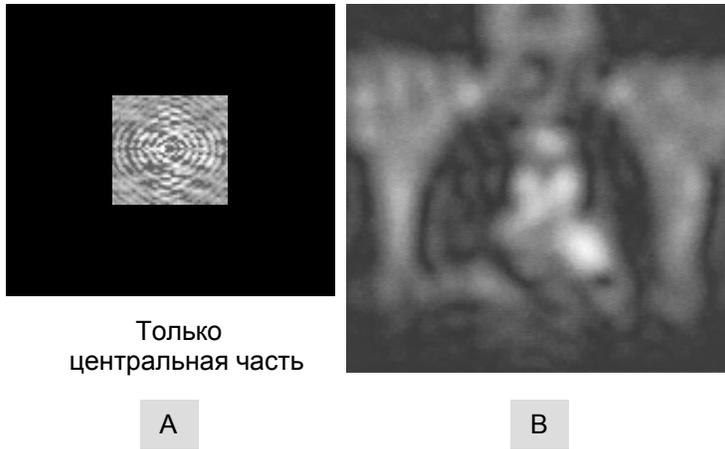


Рисунок 44

Можно сделать то же самое, но на этот раз восстановить внешнюю часть  $k$ -пространства (Рисунок 45А). Результирующее изображение (Рисунок 45В) показывает четкие контуры, но почти не содержит контрастную информацию.

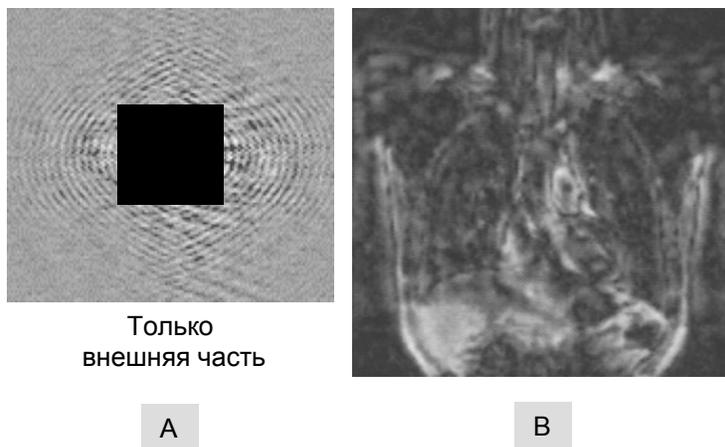


Рисунок 45

Учитывая достигнутое, давайте сделаем шаг вперед, и посмотрим, как заполняется  $k$ -пространство во время сбора данных. Для этого нужно соединить изученные до настоящего времени части в единое целое. Будет немного трудно, но мы справимся!

### Заполнение $k$ -пространства

В предыдущем параграфе я кратко упомянул, что за один шаг кодирования фазы можно выполнить только для одной строки. Мы должны повторять полный процесс возбуждения, кодирования фазы и так далее столько раз, сколько мы определили параметром  $MX_{PE}$ .  $k$ -пространство поэтому также заполняется построчно. Рисунок 46 иллюстрирует весь процесс.

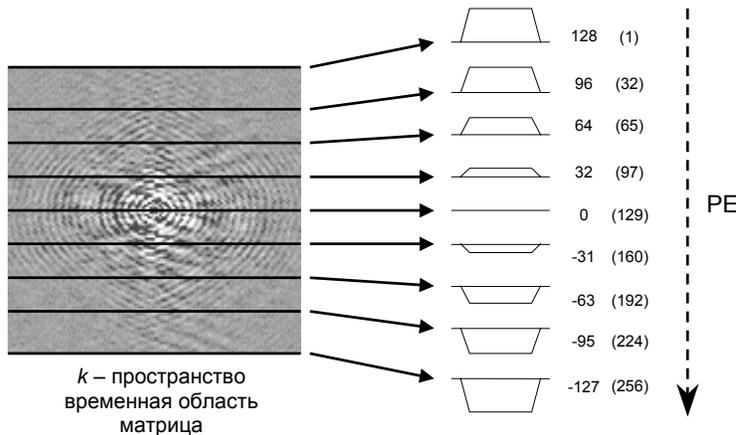


Рисунок 46

Предположим, мы выполняем сканирование с матрицей 256 x 512. Первое число относится к матрице "направления кодирования фазы" ( $MX_{PE}$ ), в то время как последнее значение соответствует матрице "направления кодирования частоты или считывания" ( $MX_{RO}$ ). Странные графики, на которые указывают стрелки, означают мощность градиента и полярность (+ или -). Числа в скобках указывают номер строки в  $k$ -пространстве: первая строка – 1; последняя – 256. Каждая строка будет составлена из 512 точек согласно  $MX_{RO}$ .

При первом прохождении последовательности применяется + градиент с мощностью 128 и заполняется 1-ая строка  $k$ -пространства. При втором прохождении применяется + градиент с мощностью 127 и заполняется 2-ая строка  $k$ -пространства. При 129-ом прохождении градиент не применяется, и заполняется 129-ая строка  $k$ -пространства. В 160-ом повторении применяется - градиент с мощностью -31, при этом заполняется 160-ая строка, и так далее, пока все  $k$ -пространство не будет заполнено.

Поскольку мы выбрали матрицу кодирования фазы ( $MX_{PE}$ ), равную 256, сканирование будет повторяться 256 раз. Соответственно, если выбрать  $MX_{PE}$ , равную 192, тогда сканирование будет проводиться 192 раза и  $k$ -пространство, поэтому, будет содержать 192 строки в фазовом направлении.

Видите, пока все логично и имеет смысл!

### Симметрия $k$ -пространства

В нашем примере со сканированием мы заполнили  $k$ -пространство целиком сверху вниз, начиная с 1-ой и закончив 256-ой строкой. Так в действительности и происходит при обычном сканировании.

Выше я упоминал, что  $k$ -пространство симметрично в обоих направлениях. Мы можем использовать эту симметрию в наших интересах.

Нет необходимости заполнять  $k$ -пространство полностью сверху донизу! При заполнении  $k$ -пространства более чем на 50%, затем возможно заполнить недостающие строки уже полученными ранее.

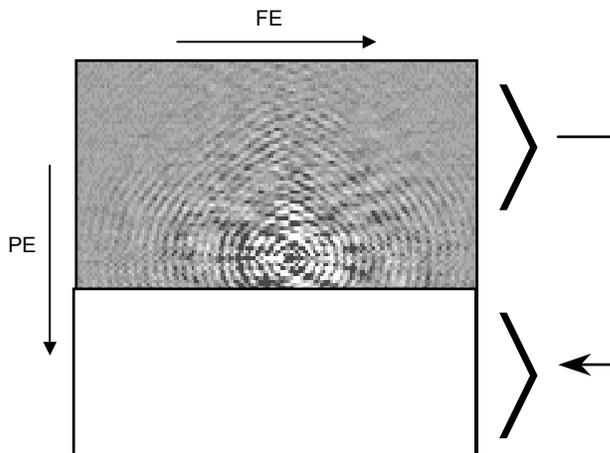


Рисунок 47

На *Рисунке 47* отражен этот принцип действия. Приблизительно 57%  $k$ -пространства заполнено. Нижняя часть заполняется данными верхней половины. Большим преимуществом является сокращение времени сканирования, так как нужно повторить сканирование только, скажем, 146 раз. Это значительно экономит время, позволяя снизить время сканирования с 6 минут до чуть более 3 минут.

Название методики зависит от производителя и известно как: формирование изображения с половинным Фурье преобразованием, половинное сканирование, частичное сканирование или формирование изображения улучшенного Фурье.

Однако в жизни ничего не дается даром и существует обратная сторона этого приема: результирующее изображение несколько расплывчато. Причина заключается в несовершенной симметрии  $k$ -пространства, так как мир не идеален. Эта хитрость применяется только когда необходимо очень быстрое сканирование при использовании таких функций как МР ангиография или перфузионное / диффузионное сканирование.

#### Методы заполнения $k$ -пространства

До настоящего времени мы заполняли  $k$ -пространство сверху донизу, но существуют и другие способы заполнения.

*Рисунок 48* показывает несколько примеров.

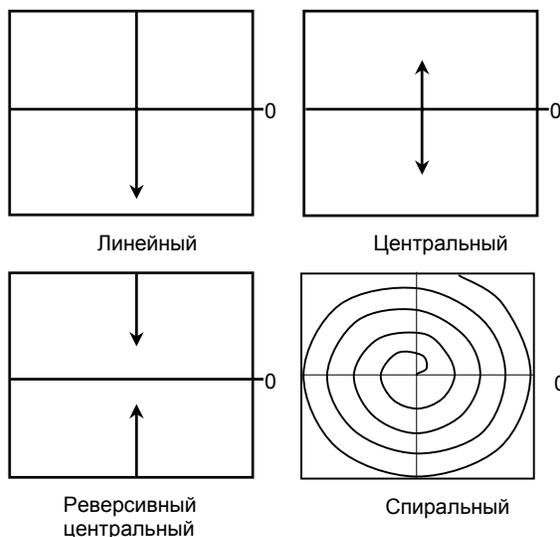


Рисунок 48

#### Линейный

Метод, который мы использовали выше, также известен, как линейное заполнение  $k$ -пространства.

#### Центральный

Как следует из названия, центральное заполнение  $k$ -пространства начинается в центре. Это означает, что данные 1-ого прохода сканирования помещаются не в 1-ую строку  $k$ -пространства, а в нулевую. Это полезно, когда сначала необходимо сохранить информацию о контрасте, что имеет место при усиленном контрасте МР ангиографии.

#### Реверсивный центральный

Насколько мне известно, этот метод применяется редко, и лично я не вижу в нем особых преимуществ.

### Спиральный

Это особый случай. Данный способ используется с очень быстрыми методиками сканирования, например, эхо планарное формирование изображения (Echo Planar Imaging – EPI) с одним снимком. Все  $k$ -пространство заполняется после однократного сбора данных. Недостатком метода является низкое пространственное разрешение. Обычно используется матрица 64 x 64. Для получения более высокого разрешения необходимо использовать EPI с несколькими снимками, что позволит использовать матрицу 256 x 256. К недостаткам метода можно также отнести высокую чувствительность к неоднородности магнитного поля.

## Практическая физика I

Мы проделали уже достаточно длинный путь и обсудили различные аспекты МРТ физики. Следующий раздел посвящен обсуждению контраста изображения и ряда импульсных последовательностей, используемых в МРТ. Без импульсной последовательности невозможно осуществить МРТ. Иногда жизнь пациента зависит от уровня контраста изображения, необходимого для обнаружения определенного вида патологии. Понимание действия последовательности импульсов и ее влияния на изображение, крайне важно.

### Импульсные последовательности

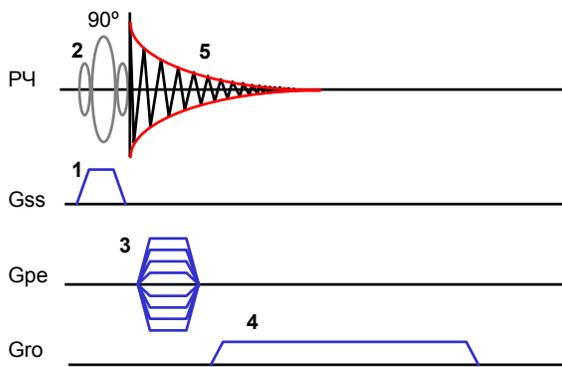


Рисунок 49

Импульсная последовательность – последовательность действий, необходимых для получения МРТ изображения. Эти действия: РЧ импульсы, переключение градиента и прием сигнала.

Рисунок 49 изображает "диаграмму последовательности", в которой порядок следования действий показан схематично. Подобные диаграммы можно встретить в любой книге по МРТ физике, так что вам лучше к ним привыкнуть ☺.

Вернемся к нашему первому эксперименту.

Мы начали с включения срезо-селективного градиента (1) ( $G_{SS}$ ). Одновременно с ним применялся  $90^\circ$  РЧ импульс (2) для 'переворачивания' суммарной

намагниченности в плоскость X-Y. Затем был включен фазо-кодирующий градиент (3) ( $G_{PE}$ ) для выполнения первого шага кодирования фазы. После этого подавался частотно-кодирующий или считывающий градиент (4) ( $G_{RO}$ ), в течение которого принимался сигнал спада свободной индукции (5) (Free Induction Decay - FID).

Это – очень простая и основная последовательность. Мы также наблюдаем очень быстрое затухание сигнала, что раньше являлось проблемой. Аппаратные средства не могли достаточно быстро переключаться для получения полного сигнала. Они могли регистрировать только его конечную часть, в то время как большая часть сигнала исчезала. Сигнал был крайне слабым, поэтому результирующее изображение было плохим. Для повышения величины сигнала инженеры предложили блестящее решение.

## Последовательность спин-эхо

После применения  $90^\circ$  импульса возбуждения суммарная намагниченность находится в плоскости X-Y. Сразу же начинается смещение фаз вследствие T2 релаксации (спин-спиновое взаимодействие). Именно из-за этого дефазирования сигнал резко снижается. В идеале, необходимо сохранить фазовую когерентность, обеспечивающую лучший сигнал. Инженеры придумали блестящее решение – через короткое время после  $90^\circ$  РЧ импульса применяется второй РЧ импульс, на этот раз  $180^\circ$  импульс.  $180^\circ$  импульс вызывает перефазирование спинов. Когда все спины восстановлены по фазе, сигнал снова становится высоким, и при обеспечении его приема в этот момент, качество изображения значительно выше. Это лучше отражено на *Рисунке 50*.

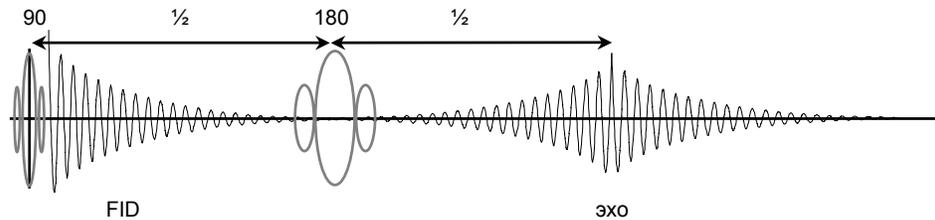


Рисунок 50

Полученный сигнал называется эхо, потому что он "восстановлен" из сигнала FID. Заметьте, что  $180^\circ$  перефазировующий импульс следует точно в середине между  $90^\circ$  импульсом и эхо.

Существует книга (очень рекомендую прочитать, см. ссылки) под названием: "MRI made easy... Well almost", написанная Schering, Германия, в которой вы можете найти действительно хорошую аналогию с перефазированием:

Представьте множество бегунов на треке. По свистку они все начинают бег (дефазирование). Очевидно, все бегуны обладают разными скоростями и после, скажем 30 секунд, самый быстрый опередит более медленного бегуна. Затем раздаётся второй свисток, после которого бегуны были проинструктированы двигаться в обратном направлении без потерь в скорости ( $180^\circ$  РЧ импульс). Самый быстрый бегун, теперь находящийся позади более медленного бегуна, догонит его (перефазирование). Спустя 30 секунд все бегуны вернуться к стартовой позиции *одновременно* (эхо).

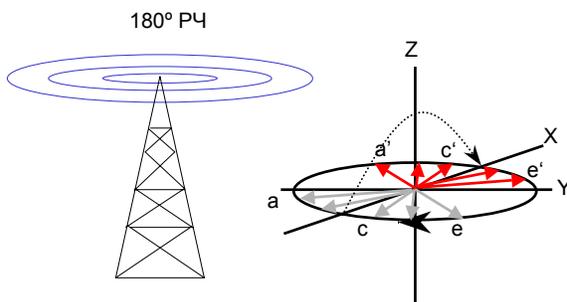
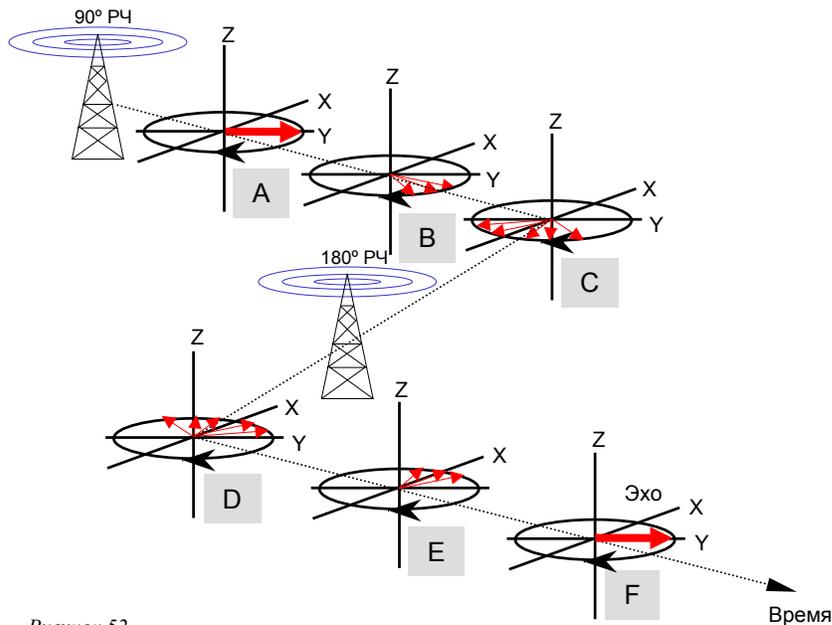


Рисунок 51

Эффект, вызванный  $180^\circ$  РЧ импульсом, называется перефазированием.

*Рисунок 51* показывает, как это работает. Система спинов отображается относительно Y-оси. Обратите внимание, что направление вращения в плоскости X-Y не меняется.

Что мы имеем? Посмотрим на *Рисунок 52*.



*Рисунок 52*

- A. Применяется  $90^\circ$  импульс возбуждения. Намагниченность переворачивается в плоскость X-Y.
- B. Немедленно спины смещаются по фазе...
- C. Спины дефазируют больше... применяется  $180^\circ$  перефазирующий импульс.
- D. Спины отображаются относительно Y оси.
- E. Спины восстанавливаются по фазе...
- F. Спины снова в фазе, порождая "эхо".

Это явление известно как последовательность спин-эхо (Spin-Echo - SE). Как и все в МРТ, последовательность спин-эхо является компромиссом:

Преимущества:

- Сильный сигнал.
- Компенсация локальных неоднородностей поля: меньше артефактов.

Недостатки:

- Требуется время для выполнения перефазирующего шага, что увеличивает общее время сканирования.
- Увеличивается количество РЧ, воздействующих на организм (не то, что это опасно, но имеются определенные ограничения).

Несмотря на увеличенное время сканирования и количество РЧ, последовательность спин-эхо широко используется, и стала обычной последовательностью в МРТ.

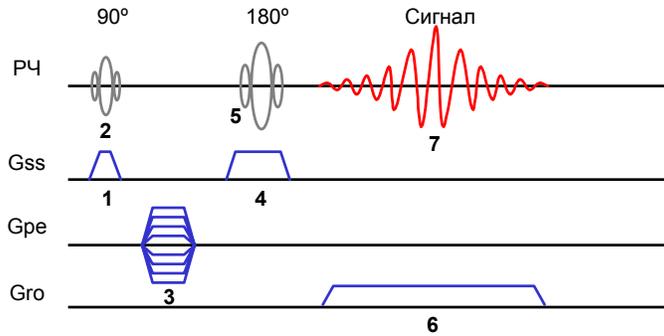


Рисунок 53

Рисунок 53 показывает диаграмму импульсной последовательности. Заметьте, что во время 180° перефазировочного импульса срезо-селективный градиент ( $G_{SS}$ ) включен. Сначала включается срезо-селективный градиент (1) ( $G_{SS}$ ). Одновременно с ним применяется 90° РЧ импульс (2) для 'переворачивания' суммарной намагниченности в плоскость X-Y. Затем включается фазо-кодировочный градиент (3) ( $G_{PE}$ ) для выполнения первого шага кодирования фазы.  $G_{SS}$  (4) снова включается во время 180° перефазировочного импульса (5), таким образом, воздействие оказывается на те же протоны, которые были возбуждены 90° импульсом. После этого подается частотно-кодировочный или считывающий градиент (6) ( $G_{RO}$ ), в течение которого принимается сигнал (7).

В этот момент времени введем некоторые параметры последовательности.

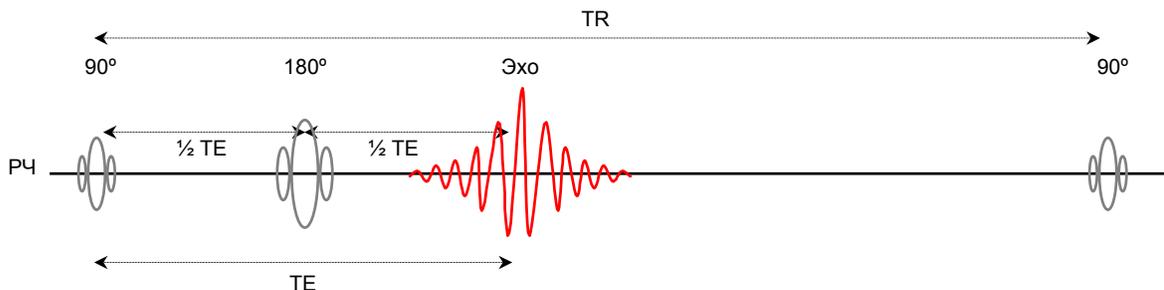


Рисунок 54

TR (Время повторения). Как было сказано выше, полный процесс должен повторяться столько раз, насколько велика матрица в направлении фазового кодирования. TR – время между двумя 90° импульсами возбуждения. В обычных SE последовательностях TR может находиться примерно в диапазоне от 100 до 3000 миллисекунд.

TE (Время эхо). Это – время между 90° импульсом возбуждения и эхо. TE может быть примерно в диапазоне от 5 до 250 миллисекунд.

FA (Угол переворота). Соответствует количеству градусов, на которое суммарная намагниченность была перевернута в плоскость X-Y. Ничего общего с 180° перефазировочным импульсом. FA в нормальной SE последовательности всегда равен 90°, однако, в современных SE последовательностях он также может изменяться. FA, составляющий 70° и 120°, весьма распространены, хотя FA может быть выбран в диапазоне между 1° и 180°.

### Мультисрезы

Имеется еще причина, почему нам необходимо TR. Помните, существуют два процесса релаксации, протекающие одновременно: T1 и T2 релаксации. Мы также видели, что T1 релаксация по времени длиннее, чем T2 релаксация. Чтобы повторить сканирование для последующего кодирования фазы, мы должны убедиться, что вдоль оси Z имеется достаточно намагниченности. Другими словами, мы должны учесть процесс T1. Если мы не обеспечим необходимое время для протекания T1, мы не будем иметь достаточной намагниченности, требующейся для следующего повторения, и можем потерять сигнал. Кроме того, как увидим позже, TR является важным параметром, влияющим на контраст изображения.

Пример: Допустим, мы производим сканирование мозга. Необходимо сделать 18 срезов, чтобы охватить мозг целиком от вершины до основания черепа.

Мы сканируем с TE 30 миллисекунд.

Выбираем TR 540 миллисекунд, чтобы намагниченности было достаточно для следующего повторения.

Матрицу используем 256 x 512 ( $M_{PE} = 256$ ).

Время, необходимое для сканирования мозга целиком, рассчитывается следующим образом:

$$(TR \times M_{PE} \times \text{Количество срезов}) \div 60000$$

$$(540 \times 256 \times 18) \div 60000 = 41.4 \text{ минут}$$

Какое долгое сканирование! К счастью, в нем нет необходимости. Давайте рассмотрим TR более детально. Для сбора данных необходимо 30 миллисекунд. Мы используем TR 540 миллисекунд. Это означает, что очень много времени (510 мс) было потрачено на ожидание окончания T1 релаксации.

Это "пустое время" можно использовать в наших интересах. Как только первое прохождение завершено, начинается следующее повторение, но на этот раз  $G_{SS}$  смещен таким образом, что выбирается следующий за первым срез. Когда первое прохождение второго среза получено,  $G_{SS}$  смещается снова для выбора третьего среза и так далее (Рисунок 55). Через 540 миллисекунд наступает время делать второе прохождение первого среза. Сразу после этого проводится второе повторение второго среза, после которого следует второе повторение третьего среза и так далее.

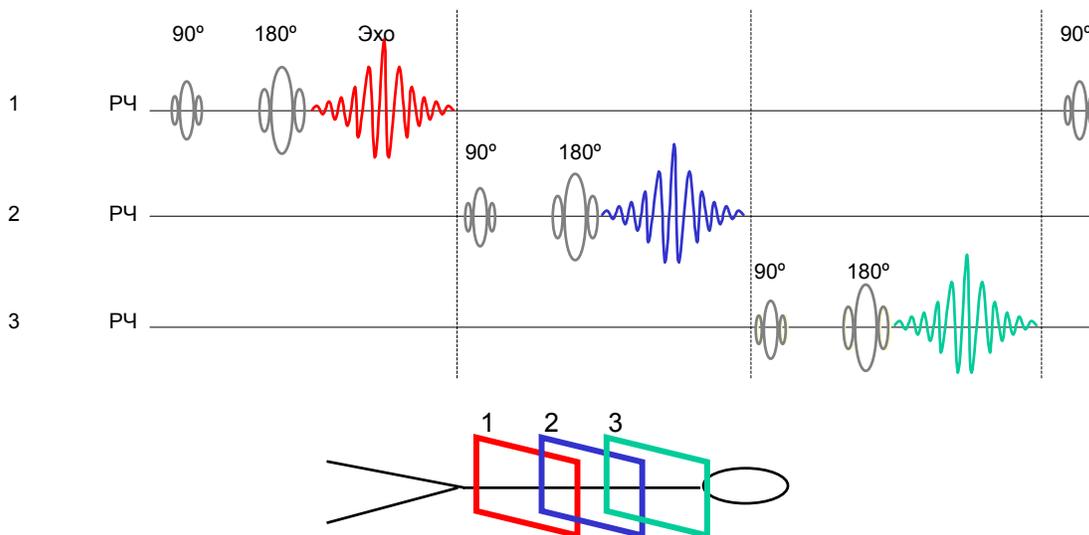


Рисунок 55

Таким образом, за 540 мс мы сможем сканировать 18 строк 18 различных  $k$ -пространств, создающих 18 различных изображений.

Если снова вычислить время сканирования, оно составит  $540 \times 256 = 2.3$  минуты. Теперь, с этим временем сканирования можно смириться. Особенно, если учесть, что после этого времени мы получим изображение целого мозга.

Эта уловка называется мультисрезом. Она используется примерно при каждом проведении сканирования, чтобы не тратить время впустую. Только представьте, если бы мультисрезовой режим был недоступен. МРТ стала бы даже медленнее Интернета ☺.

### Последовательность мульти-эхо

Пока мы использовали одно эхо в нашей последовательности. Повторяя последовательность, мы заполняли одно  $k$ -пространство и создавали одно изображение. Из одной последовательности, однако, можно получать большее количество эхо сигналов.

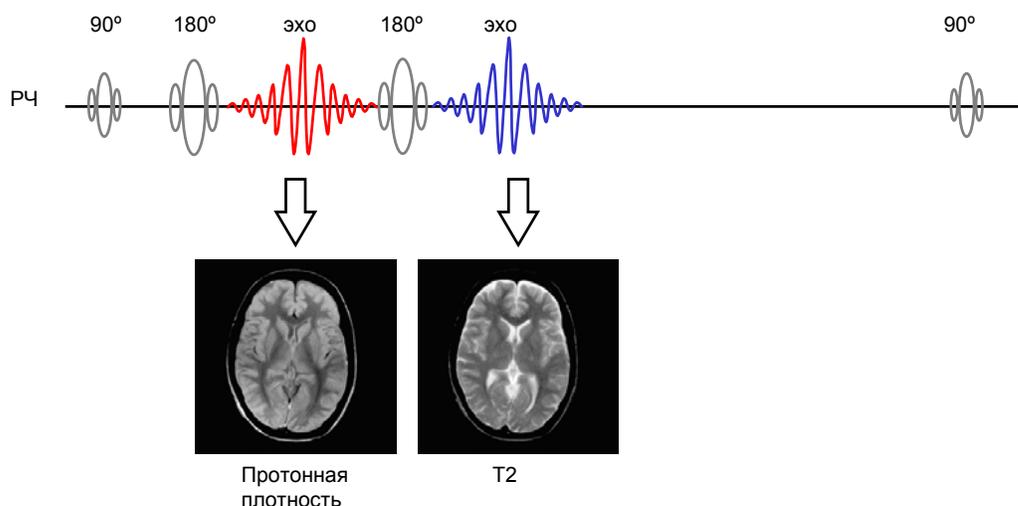


Рисунок 56

После применения  $180^\circ$  перефазировующего импульса, мы наблюдали восстановление спинов по фазе до момента совпадения фаз, но это положение не сохраняется. После этого спины снова начинают смещаться по фазе за счет  $T_2$  свойств. В этом случае, мы можем применить (второй)  $180^\circ$  перефазировующий импульс для восстановления фаз спинов, пока они не создадут второе эхо. При получении второго эхо, мы помещаем его во второе  $k$ -пространство. Когда все строки обоих  $k$ -пространств заполнены, получаются два разных изображения. Второе изображение обладает отличным от первого контрастом, потому что  $TE$  различно. Первое изображение – так называемое изображение протонной плотности (Proton Density - PD) (см. страницу 41 с объяснениями), в то время как второе изображение называется  $T_2$  изображением.

Если мы посмотрим на изображения *Рисунка 56*, то увидим эти различия в контрасте. Спинномозговая жидкость (Cerebro-spinal-fluid - CSF) на PD изображении темная, в то время как на  $T_2$  изображении она яркая. Этот тип последовательности называется двойной эхо-последовательностью спинного эхо (Double-Echo Spin Echo) или, более распространенное название, SE  $T_2$  последовательность.

Эту технику можно комбинировать с мультисрезовой, имея в виду, что для T2 последовательности используется очень большое TR (2000 мс или больше). Длинное TR необходимо для завершения T1 релаксации воды.

## Контраст изображения

Прежде, чем мы перейдем к другим методам импульсной последовательности, самое время обсудить контраст изображения.

Мы знаем, что имеются два происходящих одновременно процесса релаксации T1 и T2. Контраст изображения сильно зависит от этих процессов релаксации и от того, насколько мы позволим протекать каждому процессу. Рассмотрим это на примере:

### T1 контраст

Допустим, мы используем следующие параметры сканирования: TR 600 и TE 10.

Учтем, что T1 релаксация протекает за 600 миллисекунд и, что более важно, T2 релаксация – только за 5 миллисекунд ( $10 \div 2$ ).

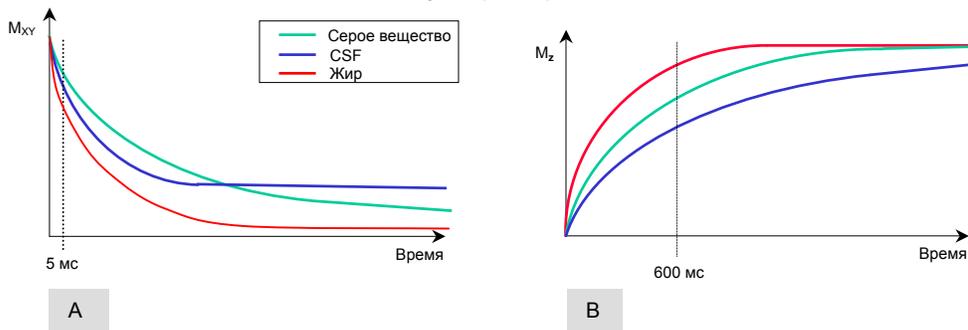


Рисунок 57

Если посмотреть на *Рисунок 57А*, мы увидим, что через 5 мс едва ли существует смещение фаз (незначительное смещение фаз). Мы получаем сильный сигнал от всех тканей. Контраст изображения, поэтому, очень слабо зависит от T2 релаксации.

На *Рисунке 57В* мы видим, что через 600 мс не все ткани подверглись полной T1 релаксации. Жир практически полностью релаксировал, но для CSF необходимо еще некоторое время. Поэтому, при следующем возбуждении суммарный вектор намагниченности спинов спинномозговой жидкости, который переворачивается в плоскость X-Y, будет маленьким. Это означает, что вклад от CSF в общий сигнал будет также незначительным. Вкратце, контраст изображения становится зависимым от процесса релаксации T1. В результирующем изображении CSF будет темной, жировая ткань будет яркой, а интенсивность серого вещества будет чем-то средним между ними.

В этом случае мы говорим, что изображение "взвешено по T1" потому, что контраст больше зависит от процесса релаксации T1.

### T2 контраст

В другом примере зададим следующие параметры: TR 3000 и TE 120. Теперь позволим T2 релаксации протекать за 60 мс ( $120 \div 2$ ). Как следует из *Рисунка 58А*, большинство тканей дефазированы и не будут производить сильный сигнал. Только у CSF (воды) осталась все еще некоторая фазовая когерентность. Здесь TE является доминирующим фактором для контраста изображения.

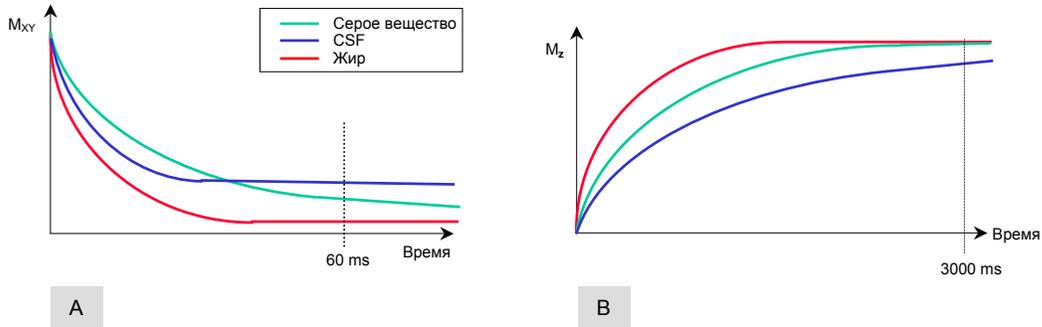


Рисунок 58

Рисунок 58B показывает, что фактически все ткани подверглись полной T1 релаксации. Длинное TR 3000 мс не вносит существенный вклад в контраст изображения. 3000 мс необходимы только для того, чтобы позволить CSF полностью релаксировать перед следующим возбуждением.

На изображении мы увидим CSF яркой, в то время как другие ткани будут обладать различными оттенками серого.

В этом случае мы говорим, что изображение "взвешено по T2", потому что мы позволили T2 длиться "долгое" время.

#### Контраст протонной плотности

Существует еще один тип контраста изображения, называемый протонной плотностью. Зададим следующие параметры: TR 2000 и TE 10. Снова мы позволяем T2 релаксации протекать за 5 мс, что означает, что T2 релаксация вносит незначительный вклад в контраст изображения.

С TR, равным 2000 мс, суммарная намагниченность большинства тканей восстановится вдоль Z-оси. Контраст изображения в PD изображениях не зависит ни от T2, ни от T1 релаксации. Полученный сигнал полностью зависит от количества протонов в ткани: небольшое количество протонов означает низкий сигнал и темное изображение, в то время как большое их количество производит сильный сигнал и яркое изображение.

Важно понимать, что все изображения имеют сочетания T1 и T2 контрастов. Контраст зависит только от того, за сколько времени позволено протекать T2 релаксации. В SE последовательностях наиболее важны для контраста изображения факторы TR и TE.

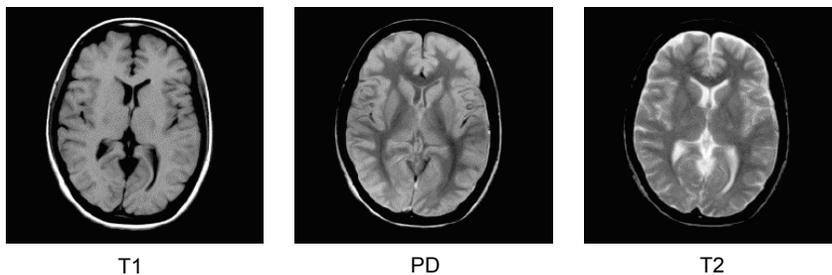


Рисунок 59

Рисунок 59 приводит примеры изображений с разными контрастами: взвешенный по T1, протонная плотность и взвешенный по T2. Отметьте различия в интенсивности сигнала тканей. CSF темная на T1, серая на PD и яркая на T2.

Удивительно, что только два параметра, TR и TE, и более того, выбор различных значений этих параметров, создают такое разнообразие контрастов! Я не хочу слишком обескураживать вас, но существуют еще два параметра, влияющих на контраст изображения. Возможно, теперь вы понимаете, почему МРТ немного сложнее КТ сканеров.

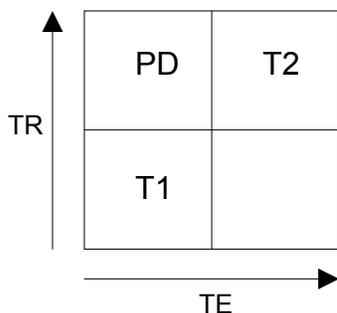


Рисунок 59А схематически показывает, как TR и TE связаны в терминах контраста изображения в SE последовательности. Короткое TR и короткое TE дают контраст, взвешенный по T1. Длинное TR и короткое TE дают контраст PD. Длинное TR и длинное TE приводят к контрасту, взвешенному по T2.

Рисунок 59А

Когда какой контраст использовать

Имея такой выбор типов контрастов, возникает правомерный вопрос, какой контраст использовать в конкретной ситуации. Ответ на него не такой легкий. Некоторые патологии визуализируются лучше на PD взвешенном изображении, чем на изображении, взвешенном по T2, в то время как другие выявляются лучше на T1.

В общем, можно придерживаться следующего правила:

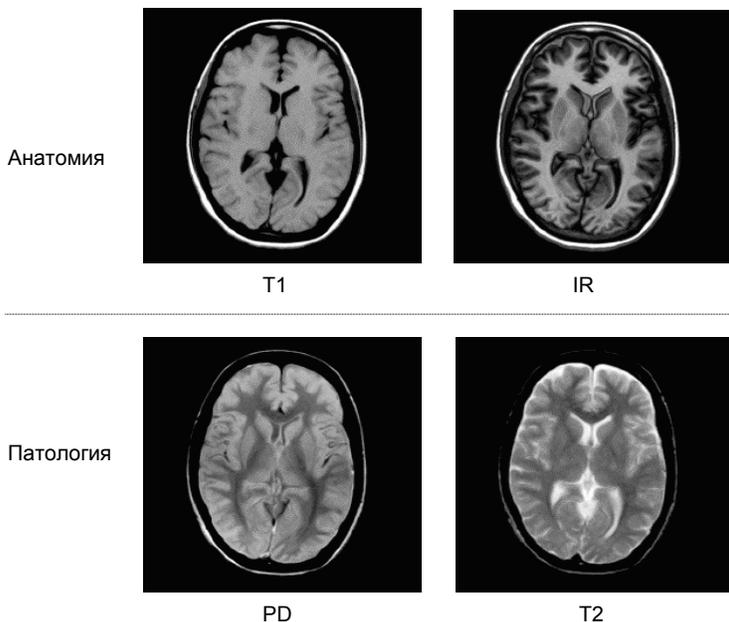


Рисунок 60

Для ясного изображения анатомических структур лучшим выбором будет взвешенная по T1 или, что еще лучше, IR последовательность (Страница 47).

Для выявления патологии используется PD взвешенный или, предпочтительно, контраст, взвешенный по T2. Причина заключается в том, что большинство патологических процессов сопровождаются выделением жидкости (отеком), которая на изображении, взвешенном по T2, визуализируется ярко.

Другим вариантом может быть ввод МР чувствительного контрастного вещества, типа гадолиний - диэтилентриаминпентауксусной кислоты (Gd-DTPA или кратко Gad; подобные названия действуют удручающе ☹), при котором следует сканировать, применяя взвешенную по T1 последовательность, потому что Gd-DTPA сокращает время релаксации T1

ткани и поэтому ярко отображается на изображении, взвешенном по T1 (Gd-DTPA не визуализируется на изображении, взвешенном по T2).

Почти всегда на практике последовательность, взвешенная по T1 (с и без Gd-DTPA) или T2, сканируется в одной или более плоскостях для гарантирования оптимальной визуализации патологического очага.

### Последовательность турбо спин-эхо

Хотя для уменьшения времени сканирования используется такой метод, как мультисрезовый, сбор данных при обычной SE T2 последовательности может достигать 12 минут. В течение этого времени возникает практическая проблема: движение пациента. Очень трудно лежать неподвижно такое длительное время. И все же, необходимо, иначе изображение будет абсолютно бесполезным из-за артефактов движения.

Чтобы уменьшить время сканирования очень умный немец по имени Henning предложил последовательность турбо спин-эхо (Turbo-Spin-Echo – TSE) (также известную как быстрое спиновое эхо (Fast-Spin-Echo – FSE)).

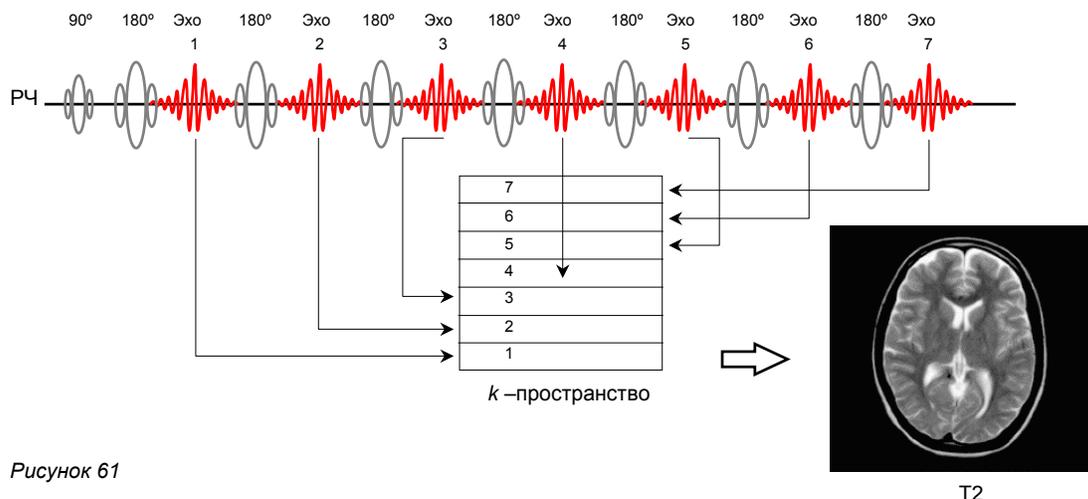


Рисунок 61

Последовательность TSE также использует принцип мульти-эхо как показано на *Рисунке 61*. После 90° импульса подается серия семи 180° импульсов. Каждый 180° импульс вызывает эхо. K-пространство разделено на 7 сегментов, и каждое эхо заполняет одну строку каждого сегмента.

Восстанавливается одно изображение, обычно T2. Преимущество этого метода очевидно: коэффициент уменьшения времени сканирования равен 7. Сравните эти длительности сканирования:

Обычное SE: TR 3000, TE 120,  $MX_{PE}$  256 получается  $3000 \times 256 = 12.8$  минут.

TSE: TR 3000, TE 120,  $MX_{PE}$  256 и 7 эхо-сигналов:  $(3000 \times 256) \div 7 = 1.8$  минут.

Вы видите, что этот тип последовательности очень полезен. Достаточно странно, но многие радиологи не горят желанием использовать эту последовательность. Они привыкли видеть характерный контраст T2 при сканировании мозга. Изображение FSE обладает смещением контрастов. *Рисунок 61* помогает понять это. Как мы уже знаем, сигнал и информация о контрасте хранятся в центре k-пространства. В этом примере видно, что в центре k-пространства находятся 4-ое эхо, также как часть 3-его и 5-ого эхо. Поскольку время каждого эхо различно, они будут содержать разную контрастную информацию. Результат – изображение со смешанным контрастом.

Другим отрицательным моментом является то, что изображение будет содержать артефакты, характерные для этого типа последовательности (см. § Артефакты). В конечном счете, требуется некоторое время прежде, чем TSE станет широко распространенным. Однако есть радиологи, которые все еще не используют TSE из-за этих недостатков.

Серии эхо-сигналов, используемые в TSE, называются цугом эхо-сигналов. Необходимое количество эхо-сигналов можно задавать. В нашем примере мы использовали длину цуга эхо-сигналов (Echo Train Length – ETL) равную 7, но ETL может достигать 212.

Из цуга эхо-сигналов также возможно создать два изображения. Все, что для этого нужно – два  $k$ -пространства. Например, если ETL 14, можно использовать первые 7 эхо-сигналов для PD изображения (1-ое  $k$ -пространство) и последние 7 эхо-сигналов для T2 изображения (2-ое  $k$ -пространство). Это называется двойной эхо-последовательностью TSE или PD/T2 TSE последовательностью.

### Быстрое улучшенное спин-эхо или HASTE последовательность

Применим TSE далее. В последовательности быстрого улучшенного спин-эхо (Fast Advanced Spin Echo – FASE) используется ETL, равная 212. Это уже приведет к крайне короткому времени сканирования. Кроме того, здесь применяется формирование изображения с половинным Фурье-преобразованием (Half Fourier Imaging – HFI). Комбинация 212 эхо-сигналов и HFI приводит к длительностям сканирования, которые составляют всего лишь небольшую часть продолжительности сканирования при обычной SE последовательности. Рисунок 62 показывает принцип работы.

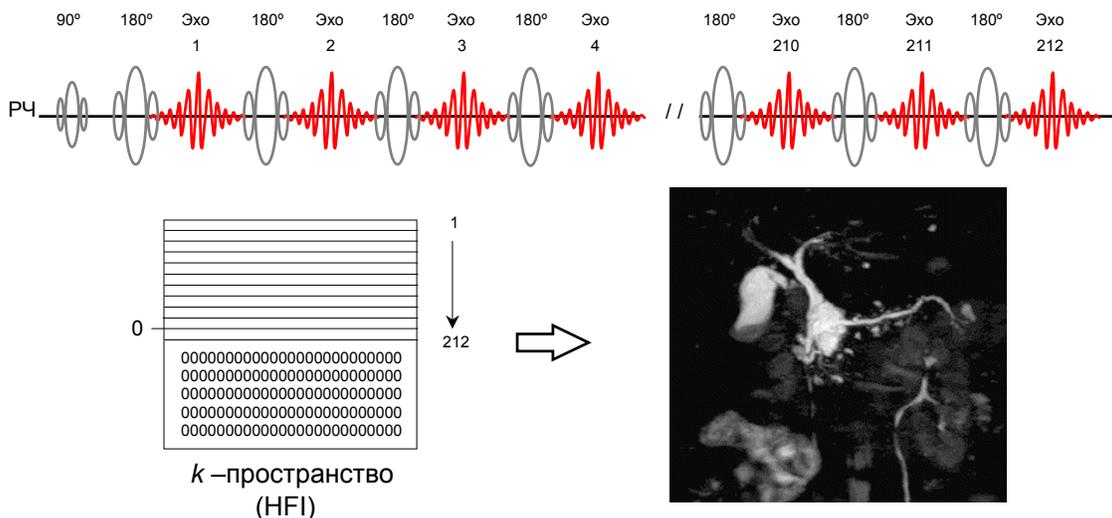


Рисунок 62

Каждый эхо-сигнал из этой последовательности с 212 ETL заполняет одну строку  $k$ -пространства.  $k$ -пространство заполняется немного больше 50%. Остальная часть  $k$ -пространства будет содержать нули (нет данных). Поразительно, что для создания изображения необходимо только одно прохождение.

Заметьте, что только последние (очень поздние) эхо-сигналы, показывающие только свободную жидкость (желчь и воду в кишечнике, как показано на Рисунке 62), помещаются в центр  $k$ -пространства. Этот вид последовательности используется для МР-холангиопанкреатографии (MRCP).

## Последовательность градиентного эхо

Вторая группа последовательностей – последовательности градиентного эхо. В этом типе последовательности эхо восстановлено также из FID.

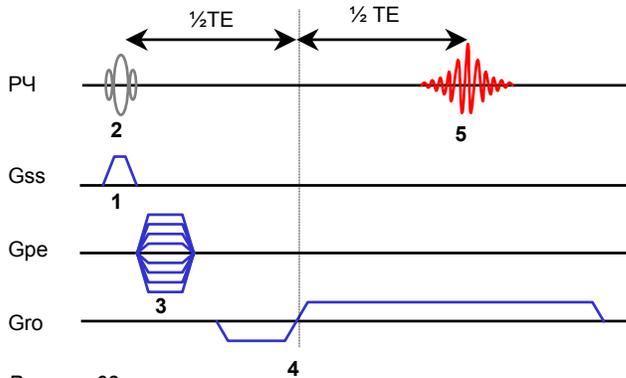


Рисунок 63

Они отличаются от последовательности спин-эхо способом формирования эхо-сигнала. Если последовательность спин-эхо использует  $180^\circ$  перефазирующий импульс для восстановления фаз спинов, то последовательность градиентного эхо применяет обращение полярности градиента (Рисунок 63).

1. Выбор среза  $G_{SS}$ .
2. Применение импульса возбуждения.
3. Кодирование фазы.
4. Включение  $G_{RO}$ . Сначала отрицательная полярность, а затем изменение на положительную.
5. Прием сигнала во время  $G_{RO}$ .

Изменение полярности  $G_{RO}$  имеет тот же самый эффект, что  $180^\circ$  РЧ импульс. Преимущество состоит в возможности осуществить это намного быстрее, чем  $180^\circ$  импульсом, что делает последовательность полезной при быстром сканировании. Недостаток заключается в том, что она не учитывает поправку локальных неоднородностей магнитного поля, что отражается на изображении наличием артефактов.

Угол переворота FA импульса возбуждения (здесь обозначается, как  $\alpha$ ) может находиться в диапазоне от  $1^\circ$  до  $180^\circ$ , хотя он сильно зависит от требуемого контраста. (Обычно используют FA в диапазоне от  $1^\circ$  до  $90^\circ$ ).

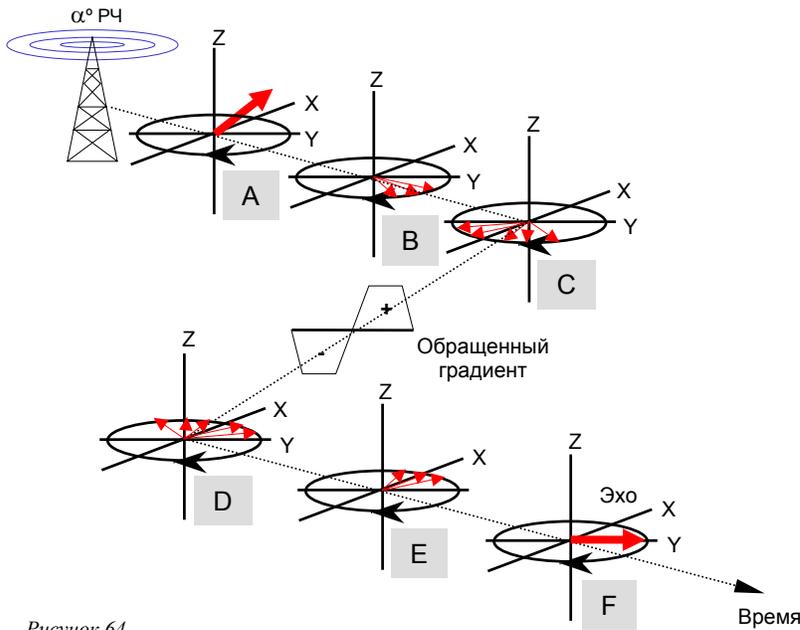
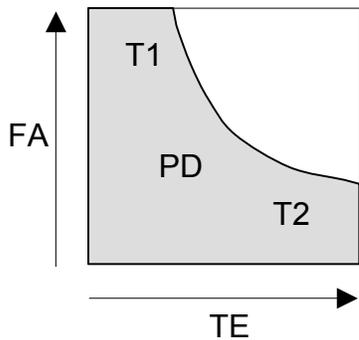


Рисунок 64

На *Рисунке 64* изображен порядок процесса.

- A. Начинается с  $FA = \alpha$ . В зависимости от  $\alpha$ , больше или меньше намагниченности переворачивается в плоскость X-Y.
- B. Спины смещаются по фазе...
- C. Дефазировать больше до момента изменения полярности  $G_{RO}$ , после чего...
- D. Спины восстанавливаются по фазе...
- E. И восстанавливаются дальше до...
- F. Спины снова находятся в фазе.



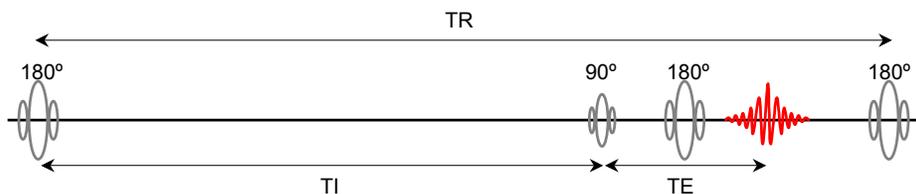
*Рисунок 64А*

Контраст изображения последовательности градиентного эхо (Gradient Echo – GE) определяется главным образом FA и TE, как показано на *Рисунке 64А*. Большой FA и короткое TE дают контраст, взвешенный по T1. Средний FA и короткое TE обеспечивают PD контраст. Маленький FA и долгое TE дают контраст, взвешенный по T2 (См. пример использования различных FA на странице 53).

Вид GE изображений весьма отличается от SE изображений. Существует много разновидностей GE последовательностей, что делает ее многофункциональным методом с собственной областью применения.

### Последовательность восстановления с инверсией

Последний метод – последовательность восстановления с инверсией (Inversion Recovery – IR).



*Рисунок 65*

При обращении к *Рисунку 65*, вы заметите различие. При более детальном изучении можно обнаружить поразительное сходство с SE последовательностью. Фактически, IR последовательность – это SE последовательность, упрежденная другим  $180^\circ$  импульсом возбуждения. Динамика последовательности отличается от SE тем, что первый  $180^\circ$  импульс возбуждения переворачивает суммарную намагниченность к  $-M_z$  оси. В плоскости X-Y пока еще нет никакой намагниченности. После  $180^\circ$  импульса происходит только T1 восстановление, потому что в плоскости X-Y отсутствует компонент и, поэтому, нет T2 релаксации. В этом случае процесс релаксации T1 длится вдвое дольше, чем при применении  $90^\circ$  импульса возбуждения. T1 релаксация длится заданное нами время, известное как время инверсии (Inversion Time – TI). Затем применяется обычная последовательность SE для создания изображения. Поскольку последовательность восстановления с инверсией обычно имеет довольно длинное TR (1500 мс) и короткое TE (10 ~30 мс), контраст изображения почти полностью зависит от времени инверсии (TI). Преимущество использования этого метода состоит в том, что кривые T1 релаксации тканей, если можно так выразиться, были разведены друг от друга, чтобы создать большие различия в T1 контрасте.

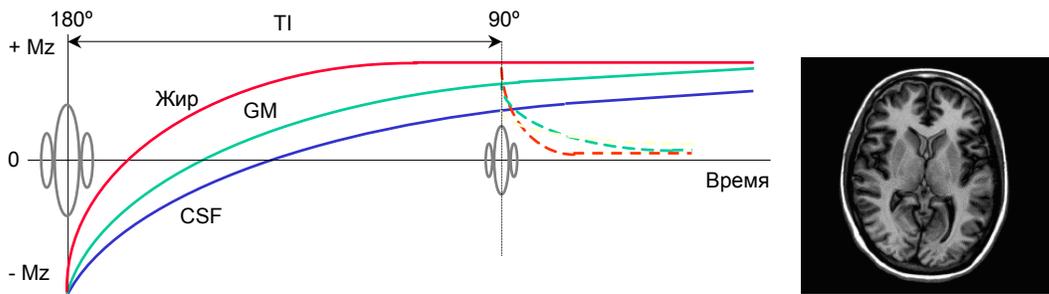


Рисунок 66

IR последовательности, преимущественно, взвешены по T1, а изображения с T1 контрастом великолепны. Например, различия T1 контраста в разных структурах подкорковых узлов мозга довольно несущественные при SE последовательности. Однако при IR последовательности эти структуры намного лучше очерчены (Рисунок 66).

Возникает вопрос, почему IR последовательности широко не употребляются, и ответ очевиден: время сканирования. Нормальное значение для TR находится в диапазоне 1500~2000 мс. При сканировании с TR 2000 и  $M_x_{PE}$  256 потребуется 8.5 минут. Это значительно превышает время при любой SE последовательности, взвешенной по T1 (2~3 минуты).

Однако есть свет в конце туннеля (и на сей раз не от приближающегося поезда!). С введением TSE последовательности можно объединить два метода. Это значительно уменьшит время сканирования для IR последовательностей, и конечно будет достойна использования, если принять и понять артефакты, связанные с TSE последовательностью.

На Рисунке 67 показаны разные значения TI. Обратите внимание, какой эффект оказывает TI на контраст изображения.

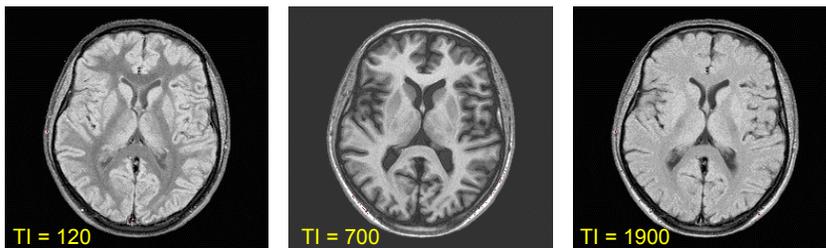


Рисунок 67

Огромное воздействие, которое TI оказывает на контраст изображения, делает последовательность IR очень универсальной.

Обычно TI используется в диапазоне 400~700 мс для 'нормального' исследования, взвешенного по T1, где важна хорошая визуализация анатомии.

Существует два 'специальных' случая при выборе TI:

Последовательность FLAIR (Восстановление с инверсией и ослаблением сигнала жидкости)

Время инверсии 1900 мс в комбинации с длинным TE используется для изучения демиелинизирующих заболеваний, типа множественных склерозов (МС). С этим значением TI, множественные склерозы светятся, подобно лампочке. FLAIR (Fluid Attenuated Inversion

Recovery) существенно более чувствительна к демиелинизирующим заболеваниям по сравнению с обычной T2 взвешенной последовательностью.

### STIR последовательность

При использовании TI 160 мс в системе с полем 1,5 T (90 мс в 0,35 T, 120 мс в 0.5 T, 140 мс в 1.0 T) происходит нечто необычное. При 160 мс вектор намагниченности жировой ткани пересекает нулевую линию. Это означает отсутствие какого-либо вектора, направленного к  $+M_z$  или  $-M_z$ . Если начать SE часть IR последовательности в это самое время, вектор намагниченности, необходимый для переворачивания в плоскость X-Y, будет недоступным; следовательно, сигнал от жировой ткани получен не будет.

Это – очень эффективный способ подавления сигнала жировой ткани, который полезен в тех случаях, когда высокий сигнал жира может скрыть патологию типа повреждений кости. Этот специальный случай IR последовательности называется: восстановление с инверсией с коротким TI (Short TI Inversion Recovery – STIR).

### Выбор правильной последовательности

#### За и против последовательности

При таком выборе последовательностей, типа SE, GE, IR или их комбинаций, можно подумать, что фактически невозможно выбрать последовательность для определенной ситуации. К счастью, все не так сложно. Большинство патологий можно обнаружить с помощью надежной проверенной SE последовательности, взвешенной по T1 или T2. Но есть ситуации, когда хочется использовать другой тип последовательности.

В **таблице 2** приведены преимущества и недостатки различных последовательностей.

Таблица 2: За и против последовательности

Последовательность	Преимущества	Недостатки
(Турбо) Спиновое эхо	Высокий сигнал Компенсирует T2* эффекты "Реальные" T1 и T2 изображения	Высокое РЧ воздействие Долгое время сканирования Артефакты движения
Градиентное эхо	Низкое РЧ воздействие Короткое время сканирования Возможность динамического сканирования	Низкий сигнал Артефакты, связанные с T2* Артефакты движения
Восстановление с инверсией	Высокий сигнал "Реальные" T1 изображения Высокий T1 контраст Подавление сигнала жира	Высокое РЧ воздействие Очень долгое время сканирования Ограниченное количество срезов Артефакты движения

Обратите внимание, артефакты движения характерны для всех последовательностей. Однако в настоящее время создаются последовательности с таким коротким временем сканирования (во время задержки пациентом дыхания), что движение фактически устраняется.

Но не только эти факторы определяют правильный выбор. Существуют и другие, такие как компенсация потока, градиент и РЧ-очистка от поперечных когерентностей,

предварительные импульсы, формирование изображения в- или из фазы, подавление сигнала жира, синхронизация с ЭКГ или периферийным импульсом и дыханием, формирование изображения с половинным Фурье-преобразованием и этим перечень не заканчивается. Обсуждение этих вариантов и их применение выходит за границы этой истории. (Почти заставил вас переживать ☺).

Чтобы выбрать правильную последовательность для конкретного случая требуется немного опыта, а опыт приходит с большим количеством практики.

T1, T2 и PD параметры

**Таблица 3** показывает комбинации параметров для получения определенной взвешенности контраста:

Таблица 3: Выбор параметров

Последовательность	TR	TE	T1	FA
<b>Спиновое Эхо (SE)</b>				
T1	600	10~30		90
Протонная плотность	1000	10~30		90
T2	2000	80~250		90
<b>Градиентное Эхо (GE)</b>				
T1		2~14		60~90
Протонная плотность		2~14		30~60
T2		20~34		5~30
<b>Восстановление с инверсией (IR)</b>				
T1	2000	10~30	400~700	90
STIR	2000	10~30	80~120	90
FastFLAIR	5000	10~30	1800~2200	90

Примечание: 1. TR в GE последовательности почти не влияет на контраст изображения.  
2. T1 изменяется в зависимости от напряженности поля  $B_0$ . (1800 для 0.35T; 2200 для 1.5T)

## Практическая физика II

### Параметры последовательности

Из всех рассмотренных параграфов, я полагаю, что следующий раздел – о параметрах последовательности – наиболее важный. Именно с этими параметрами последовательности вам придется сталкиваться на практике, и необходимо, чтобы вы понимали, каким образом эти параметры влияют на конечное МР изображение. Однажды поняв значение каждого параметра, вы сможете выполнять удовлетворительное МРТ сканирование, и только.

Это – приличная порция информации, и иногда сбивающая с толку, но мы попробуем собрать части в единое целое. Я убежден, как только вы поймете этот раздел, он значительно облегчит вашу повседневную работу.

МРТ последовательность составляют следующие параметры:

TR	Repetition Time – время повторения
TE	Echo Time – время эхо
FA	Flip Angle – угол переворота
TI	Inversion Time – время инверсии
NA	Number Of Acquisitions – число сборов данных
MX	Matrix – матрица
FOV	Field Of View – поле наблюдения
ST	Slice Thickness – толщина среза
SG	Slice Gap – зазор между срезами
PE	Phase Encoding – кодирование фазы
BW	Bandwidth – полоса пропускания

### Время повторения (TR)

Время повторения (TR) – время между двумя импульсами возбуждения (Рисунок 68А). В SE – между двумя 90° импульсами, в GE – между двумя α импульсами и в IR – между двумя 180° импульсами.

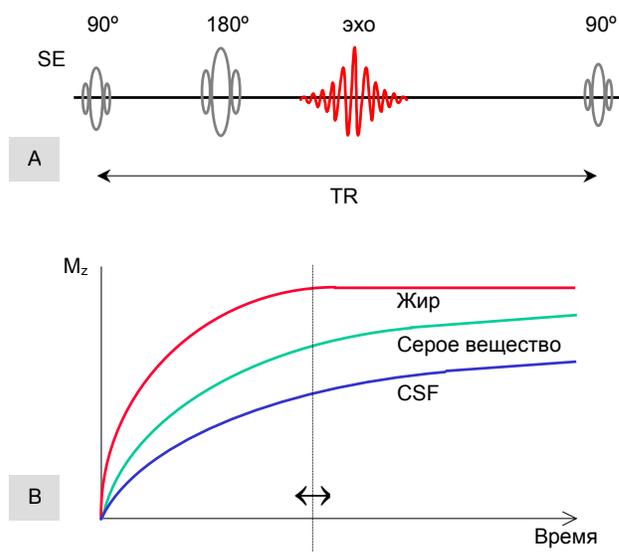


Рисунок 68

Увеличение TR (перемещение пунктирной линии вправо на Рисунке 68В) влияет на изображение следующим образом:

- Меньше контраст изображения. Для протекания процесса T1 релаксации выделено больше времени; разница в амплитудах векторов намагниченности меньше. Поэтому...
- Больше PD контраст.
- Больше количество сигнала. Для следующего возбуждения доступно больше намагниченности.
- Увеличение времени сканирования.

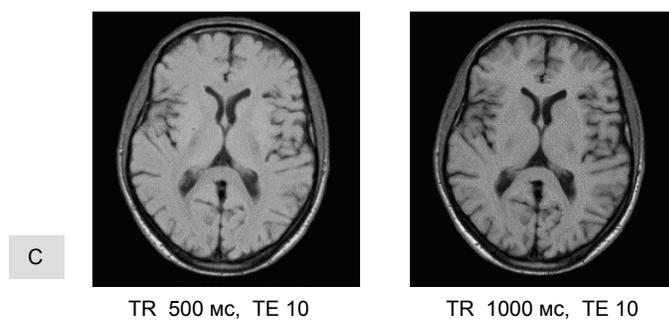


Рисунок 68С

Пример:

На Рисунке 68С представлены два изображения, полученные с помощью одинаковой TE, но с разными TR. Изображение справа имеет больший PD контраст.

### Время эхо (TE)

Время эхо – время между импульсом возбуждения и эхо (Рисунок 69А). Это – важный параметр, потому что выбор TE значительно влияет на контраст изображения во всех типах последовательностей.

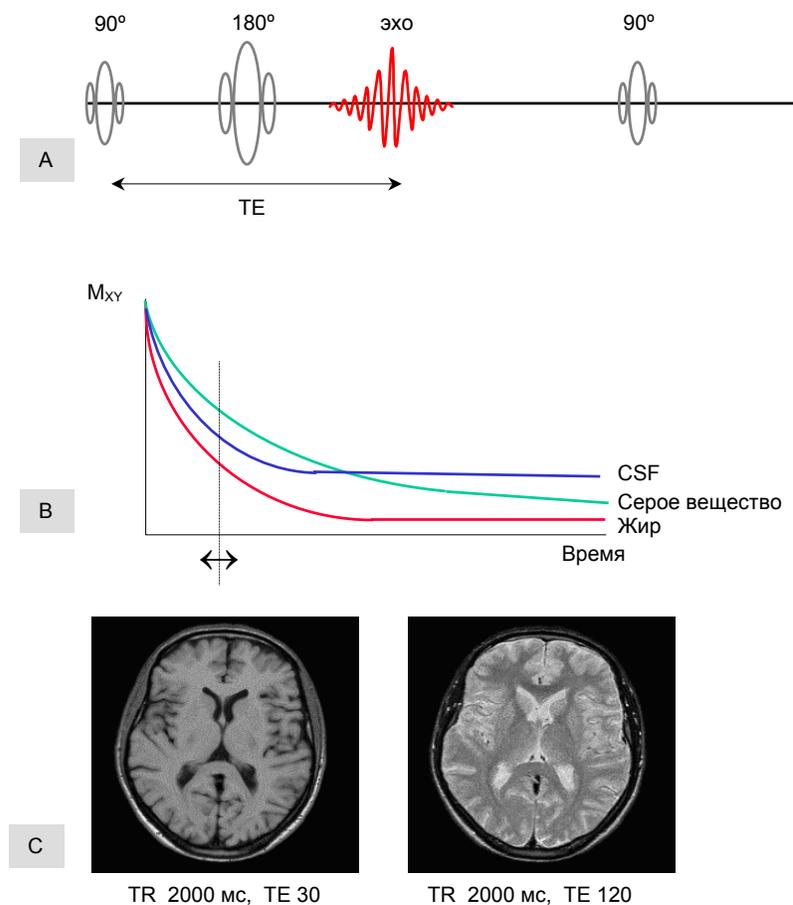


Рисунок 69

Увеличение TE (перемещение пунктирной линии вправо на Рисунке 69В) приводит к следующим эффектам:

- Больше T2 контраст. Увеличение TE приводит к большему дефазированию.
- Меньшее количество сигнала.
- Возможна замена контраста.

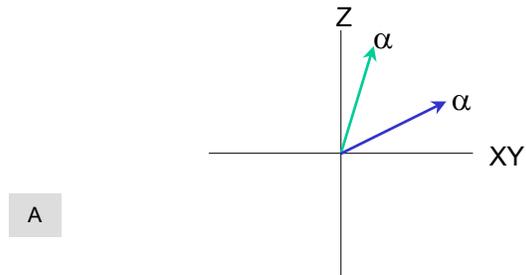
Заметьте, что кривая релаксации CSF на Рисунке 69В пересекает кривую серого вещества. Это означает, что при раннем эхо серое вещество ярче, чем CSF, в то время как последнее эхо показывает обратное.

Пример:

Рисунок 69С показывает два изображения, где TR сохраняется тем же самым, а TE разные. При 30 мс CFS темная (PD контраст), в то время как при 120 мс CFS яркая (T2 контраст).

### Угол переворота (FA)

Угол переворота определяет, насколько повернут вектор суммарной намагниченности по направлению к плоскости X-Y (Рисунок 70А). В SE и IR последовательностях FA в большинстве случаев равен  $90^\circ$ . Однако в GE последовательностях FA может принимать значения в диапазоне  $1^\circ \sim 90^\circ$ . В GE последовательностях FA, так же как и TE, отвечает за контраст изображения.



Увеличение FA (в GE последовательности) приводит к следующему:

- Больше T1 контраст.
- Больше количество сигнала.
- Возможна замена контраста.

Пример:

На Рисунке 70В показаны два изображения с одинаковыми TR, но с разными FA. Низкий FA обладает большей T2 взвешенностью (CSF яркая), а высокий FA – большей T1 взвешенностью (CSF темная).

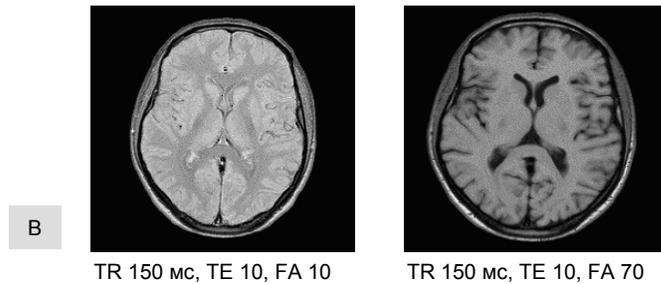


Рисунок 70

### Время инверсии (TI)

Время инверсии – время между 180° и 90° импульсами возбуждения (Рисунок 71А и 71В).

TI используется только в IR последовательностях и в специальных видах GE последовательностях (ТурбоGE). TI оказывает сильное воздействие на контраст изображения в IR последовательностях.

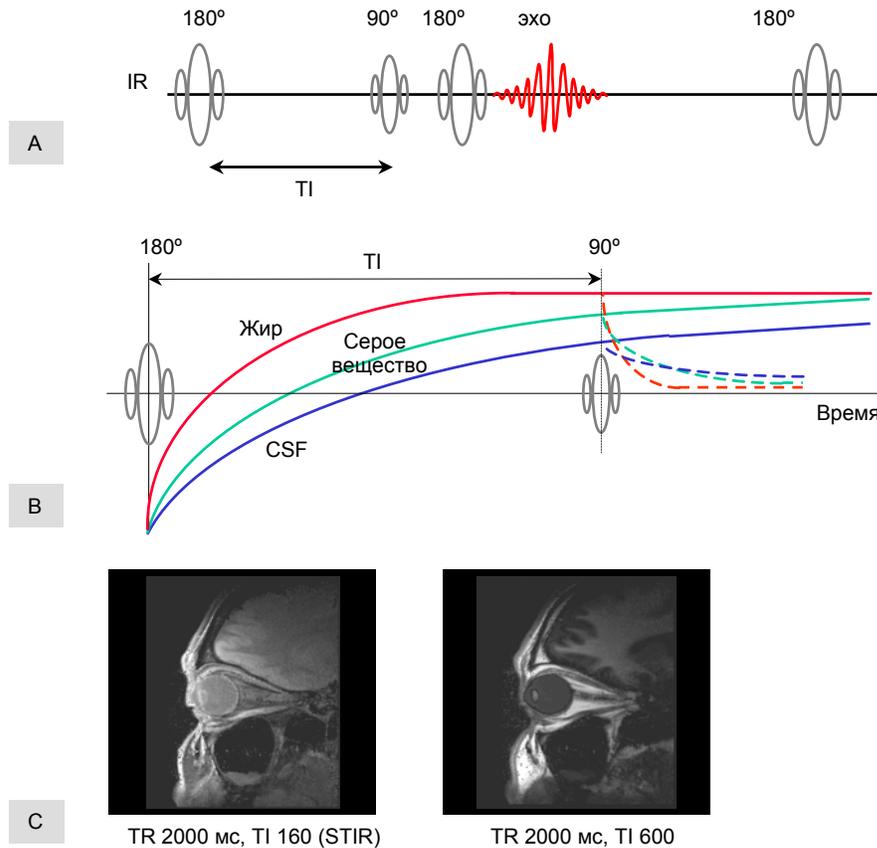


Рисунок 71

Увеличение TI приводит к следующим эффектам:

- Изменение T1 контраста.
- Больше количество сигнала.

Пример:

На Рисунке 71С представлены два изображения с одинаковым TR, но с разными значениями TI. Изображение слева обладает 'специальным' TI, отмеченным как STIR последовательность. Здесь сигнал ретроорбитальной жировой клетчатки подавлен, что позволяет визуализировать зрительный нерв в случае МС повреждений. Изображение справа – обычное IR изображение того же глаза.

### Число сборов данных (NA или NEX)

Как объяснялось ранее, МРТ изображение восстанавливается из  $k$ -пространства. Чтобы получить хорошее изображение,  $k$ -пространство должно быть заполнено полностью сверху донизу. Когда мы заполнили  $k$ -пространство целиком, мы говорим, что мы произвели "1 сбор данных". Во многих случаях качество изображения в терминах отношения сигнал-шум (SNR) очень низкое. МРТ предполагает вероятность дополнительного повтора полного сканирования один раз или многократно. Полученный дополнительный сигнал является усредненным сигналом, обеспечивающим лучшее отношение SNR и поэтому лучшее изображение. Параметр число сборов данных (NA), также известный как число возбуждений (NEX) или усредняющий сигнал, определяет количество повторений полного сканирования. Однако существует загвоздка: выбор NA=2 удваивает время сканирования, но SNR увеличивается только в  $\sqrt{2}$ , то есть в 1.4 раза!! Чтобы удвоить SNR, нужно выбрать NA=4, что увеличит время сканирования в четыре раза. Это – серьезный параметр. Обращайтесь с ним осторожно 😊.

МРТ сканеры фирмы Toshiba обладают положительной особенностью в отношении NA. Системы предлагают возможность выбора дробного числа сборов данных, такого как 1.4 (Рисунок 72А). Замысел данной особенности следующий: информация о SNR и контрасте сохраняется в центре  $k$ -пространства. Чтобы увеличить SNR, необходимо всего лишь вновь заполнить строки вокруг центра  $k$ -пространства. Нет никакого смысла еще раз заполнять внешнюю часть  $k$ -пространства, потому что изображение не станет более четким, независимо от того, сколько раз оно заполняется. В случае NA=1.4, заполняются еще раз 40% строк вокруг центра  $k$ -пространства. Преимущество состоит в том, что при коэффициенте увеличения времени сканирования 1.4, вместо удвоения времени сканирования, как было бы в случае NA=2, происходит значительное увеличение SNR.

Увеличение NA приводит к следующим результатам:

**А**

1 NA                      1.4 NA

- Больше количество сигнала ( $\sqrt{NA}$ ).
- “Меньше” шума.
- Меньше артефактов за счет усреднения сигнала. Чем выше NA, тем лучше изображение.
- Увеличение времени сканирования.

**В**

NA 1                      NA 2

Пример:

На Рисунке 72В представлены два изображения с разными значениями NA. Изображение справа имеет большее количество сигнала и меньше артефактов, но время сканирования в два раза дольше.

Рисунок 72

## Матрица (МХ)

Матрица (сбора данных) определяет пространственное разрешение нашего изображения. Матрица имеет две стороны,  $MX_{PE}$  и  $MX_{RO}$ . Обычно размер матрицы можно увеличивать с шагом 32.

Не путайте матрицу сбора данных с матрицей дисплея. Матрица дисплея может быть двух размеров 256 или 512. Матрица сбора данных может быть любого размера от 32 до 1024 с шагом 32. При сканировании матрицы сбора данных  $192 \times 256$ , она будет восстановлена и выведена на экран с размером матрицы  $256 \times 256$ . Следовательно, когда сканируется матрица сбора данных  $192 \times 320$ , она будет восстановлена и выведена на экран с размером матрицы  $512 \times 512$ .

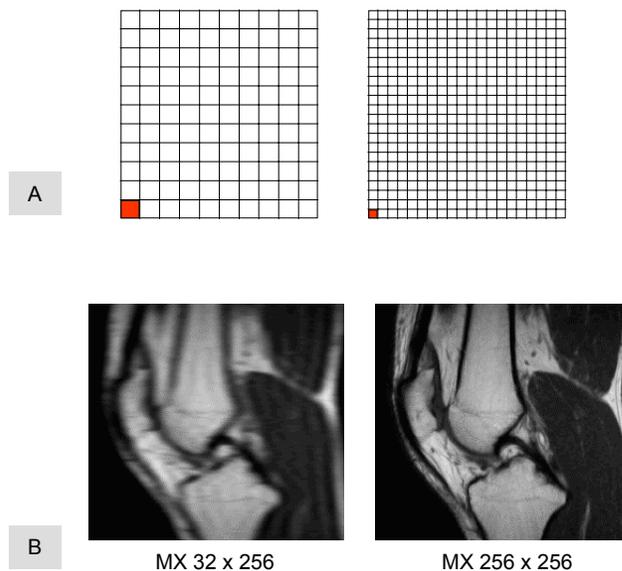


Рисунок 73

Увеличение матрицы сбора данных в любом направлении уменьшает размер воксела (Рисунок 73А), что приводит к следующим эффектам:

- Более низкий сигнал. Меньший воксел содержит меньше протонов, которые могут вносить вклад в сигнал/воксел.
- Выше пространственное разрешение.
- Увеличение времени сканирования. Это случается только тогда, когда увеличивается  $MX_{PE}$  (больше строк должны быть заполнены в  $k$ -пространстве = больше времени). Увеличение  $MX_{RO}$  не влияет на время сканирования.

## Пример:

Рисунок 73В показывает два изображения с разными размерами матрицы. (Первое число обозначает  $MX_{PE}$ ). Изображение справа имеет более высокую матрицу и поэтому более четкое, но требует большего количества времени для получения.

### Поле наблюдения (FOV)

FOV определяет размер исследуемой области пациента, которую мы собираемся посмотреть. Маленькое FOV, разумеется, показывает меньше по сравнению с большим FOV. Это – достаточно просто. Увеличение размера FOV также увеличивает размер воксела (Рисунок 74А).

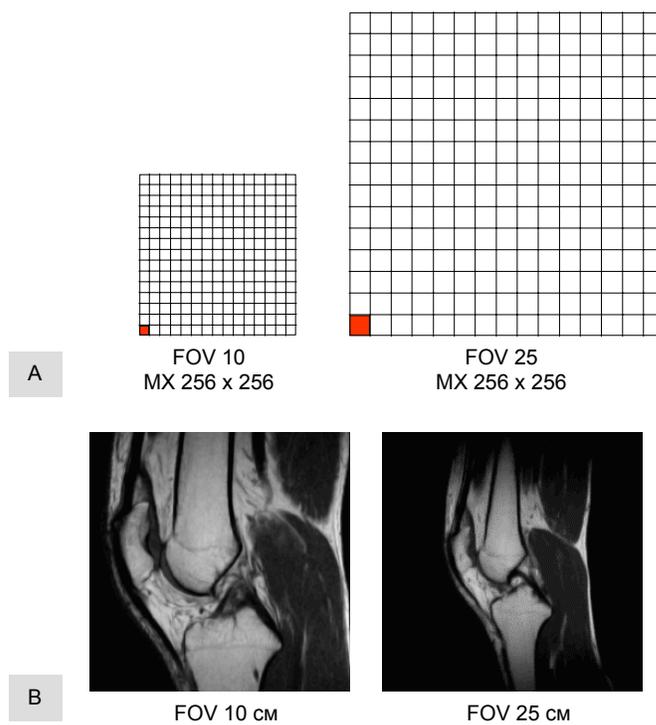


Рисунок 74

Увеличение FOV приводит к следующему:

- Увеличенный сигнал. Увеличение размера воксела также увеличит количество протонов, которые вносят вклад в сигнал/воксел. (SNR увеличивается в  $x^2$ ).
- Более низкое пространственное разрешение.
- Увеличенная область исследования.

Пример:

На Рисунке 74В представлены два изображения с разными FOV. Изображение слева с FOV 10 см более четкое, показывает меньшую часть тела и имеет ниже SNR, по сравнению с правым изображением.

Толщина среза (ST)

Толщина среза влияет на количество сигнала, также как и на резкость изображения. Изменяя ST от 10 мм до 5 мм, мы теряем 50 % сигнала. Это весьма печально.

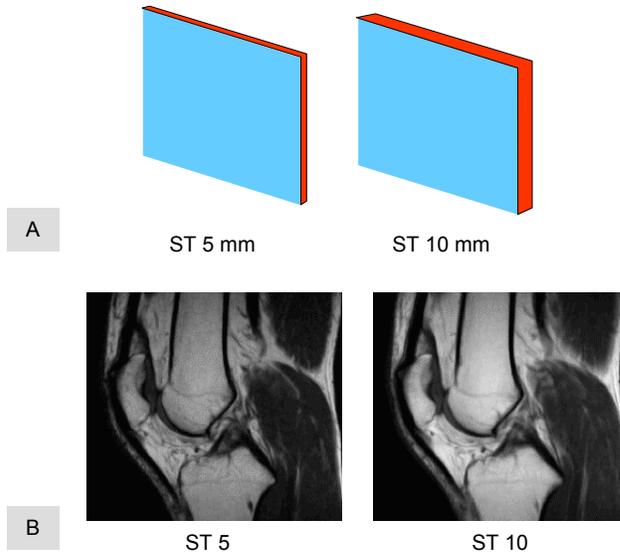


Рисунок 75

Увеличение ST приводит к следующему:

- Увеличенный сигнал. Увеличивается размер воксела, поэтому больше протонов вносят вклад в SNR.

$$SNR = \frac{ST_{измененная}}{ST_{исходная}} * 100\%$$

- Более низкое разрешение. Это – просто.
- Возрастание эффекта “частичного объема”. Эффект частичного объема происходит, когда край органа, такого как надпочечная железа, попадает в срез. Если сигнал надпочечной железы высокий, то на результирующем изображении он будет ярким, что может привести к ошибочному определению размера железы. Поэтому ST нужно выбирать как можно тоньше.

- Большой охват объекта. 20 срезов по 5 мм охватывают 10 см, в то время как 20 срезов по 10 мм покрывают 20 см. (Люблю простую логику ☺).

Пример:

Рисунок 75В показывает два изображения с разными ST. Изображение справа отличается увеличенным сигналом, но меньшей четкостью.

Матрица (MX), FOV и ST вместе определяют размер воксела (пространственное разрешение). Крайне важно подобрать значения для всех трех параметров, которые приведут к достаточному SNR. Например:

Сканирование SE последовательно с TR 500, MX 256x256, FOV 30x30, ST 6 и NA 1. Размер воксела  $30 \div 256 = 1.17 \text{ мм} \times 1.17 \text{ мм} \times 6 \text{ мм}$ .  
 Время сканирования  $(500 \times 256 \times 1) \div 60000 \approx 02:08$  минуты.  
 Результирующее SNR нормируется относительно 1.

Для сравнения произведем сканирование с тем же TR 500 и ST 6 мм. Удвоим MX до 512x512 и уменьшим FOV на половину до 15x15. Теперь размер воксела  $15 \div 512 = 0.29 \text{ мм} \times 0.29 \text{ мм} \times 6 \text{ мм}$ , что в 4 раза меньше. Однако (прочитайте, это забавно) для поддержания того же количества сигнала необходимо увеличить NA до 64, что увеличит время сканирования до **273:04** минут (4 часа, 33 минуты и 4 секунды)!!!!

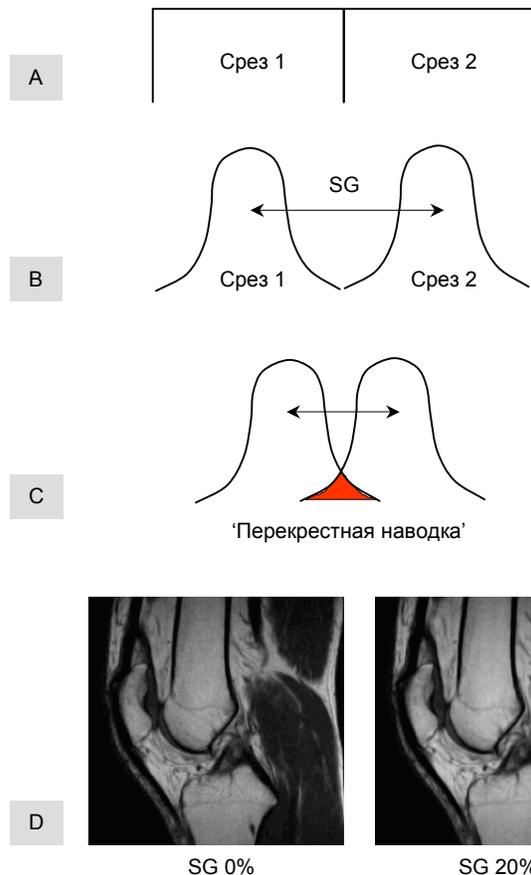
Любой поймет, что это - не вариант. Поэтому, значения  $MX$ ,  $FOV$  и толщины среза должны выбираться таким образом, чтобы иметь достаточный сигнал для получения хорошего изображения в пределах разумного времени сканирования. При подборе параметров производится выбор между  $SNR$  и контрастом. Изображение с низким  $SNR$  может быть полезным до тех пор, пока оно показывает патологию.

Сначала это не легко, но, получив некоторый опыт, вы будете чувствовать, и знать точно, какие комбинации параметров являются подходящими для определенной последовательности.

### Зазор между срезами (SG)

SG параметр описывает количество пространства (в % от толщины среза) между срезами. В идеале РЧ импульс, который создает срез, должен иметь совершенный профиль среза, как показано на *Рисунке 76А*. Совершенный профиль среза гарантирует действительно прилегающие срезы без пространства между ними. В реальности профили среза больше похожи на представленные на *Рисунке 76В*. Существует огромный промежуток между срезами. Чтобы минимизировать этот зазор, профили срезов сдвигаются ближе друг к другу, что возможно, но при этом создаются накладывающиеся области, как показано на *Рисунке 76С*. При наложении срезов появляется эффект, известный как "перекрестная наводка". Область наложения содержит сигнал от обоих срезов. Этот сигнал также виден на результирующих реконструкциях.

Чтобы минимизировать эффект перекрестной наводки, необходимо иметь промежуток между срезами. Обычно зазор, составляющий 10 % ~ 20 % от толщины среза, является достаточным для минимизации этого эффекта.



Увеличение SG приводит к следующему:

- Уменьшение "перекрестной наводки".
- Увеличение области охвата.

*Рисунок 76D* показывает два изображения с разными значениями SG. Изображение слева содержит эффект перекрестной наводки, хотя это чрезвычайно сложно увидеть даже на мониторе.

Существуют и другие методы сканирования без зазора между срезами. Один способ состоит в сканировании в "режиме чередования", который сначала производит сбор данных, например, срезов 1,3,5,7, а после – срезов 2,4,6, 8. В режиме чередования автоматически установлен 100 % зазор, который целиком устраняет перекрестную наводку. (Недостаток режима чередования – изображения могут показывать различия в интенсивности сигнала ☹).

Кодирование фазы (PE) в направлении I

Хотя кодирование фазы является превосходным способом кодирования спинов для выяснения места происхождения сигнала, оно также вызывает некоторые серьезные проблемы.

Одна из проблем – возникновение эффекта, известного как "циклический возврат фазы". Циклический возврат фазы происходит, когда FOV меньше объекта исследования.

Если выбрать FOV, как показано слева на *Рисунке 78А*, изображение будет содержать артефакт, представленный на левом *Рисунке 78В*. Причина этого артефакта:

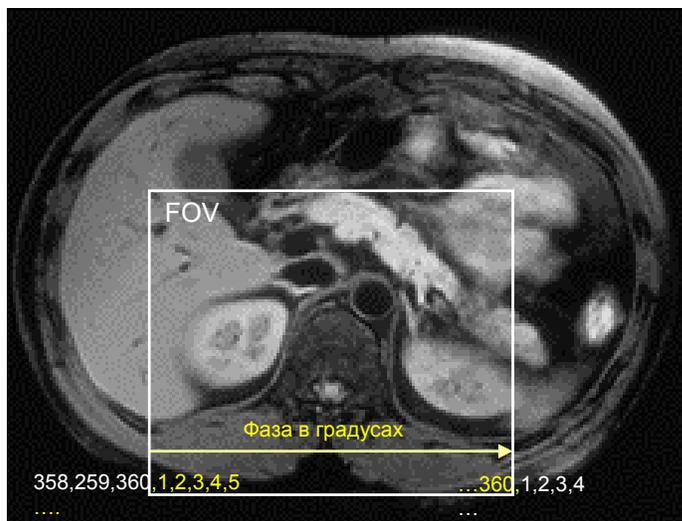


Рисунок 77

Когда выполняется кодирование фазы, FOV разделяется на фазовые шаги. На *Рисунке 77* фаза 1 находится с левой стороны *внутри* FOV. Фаза 360 находится с правой стороны *внутри* FOV.

Градиент кодирования фазы не останавливается на границах FOV. Он продолжает кодирование за пределами FOV. Диапазон изменения фазы составляет от 1° до 360°. Как только полный цикл завершен, отсчет снова начнется с 1 (как показано с правой стороны на *Рисунке 77*).

Система получит сигнал не только из внутренней части заданной FOV, а также из внешней части FOV. Полученный сигнал из *внешней* области FOV (с правой стороны) будет соответствовать фазе 1.

Компьютер, однако, поместит этот сигнал *внутри* FOV с *левой* стороны, потому что "думает", что именно там находится фаза 1. То же явление происходит и с другой стороны FOV. Так мы получаем изображение, показанное слева на *Рисунке 78В*. Белая полоса с правой *внутренней* стороны FOV переместилась из *левой наружной* стороны FOV. Противодействовать этому артефакту просто путем включения функции, известной как "отсутствие циклического возврата фазы" ("No-Wrap"), которая удваивает FOV в направлении PE.

Производится сканирование области, вдвое большей заданной FOV, но восстанавливается **ТОЛЬКО** указанная FOV, эффективно устраняя артефакты

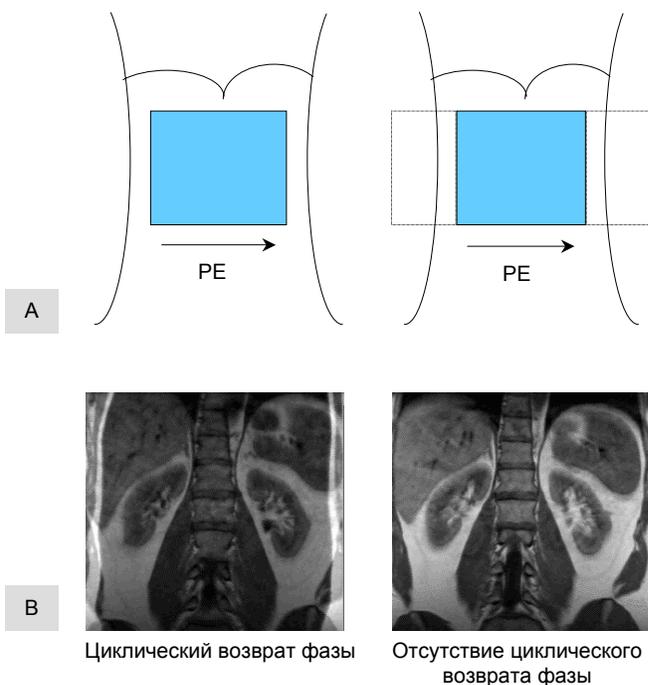


Рисунок 78

фазового возврата (*правый Рисунок 78В*).

Существует и обратная сторона – при включении функции "отсутствия циклического возврата фазы" удваивается время сканирования.

### Кодирование фазы (PE) в направлении II

Другой очень важной особенностью кодирования фазы является то, что оно контролирует направление вывода на экран артефактов движения. Артефакты движения связаны с фазой. Артефакт движения возникает при движении спина в промежутке времени между возбуждением и осуществлением приема сигнала (см. также раздел об артефактах). Артефакт движения есть ничто иное, как неправильное отображение сигнала.

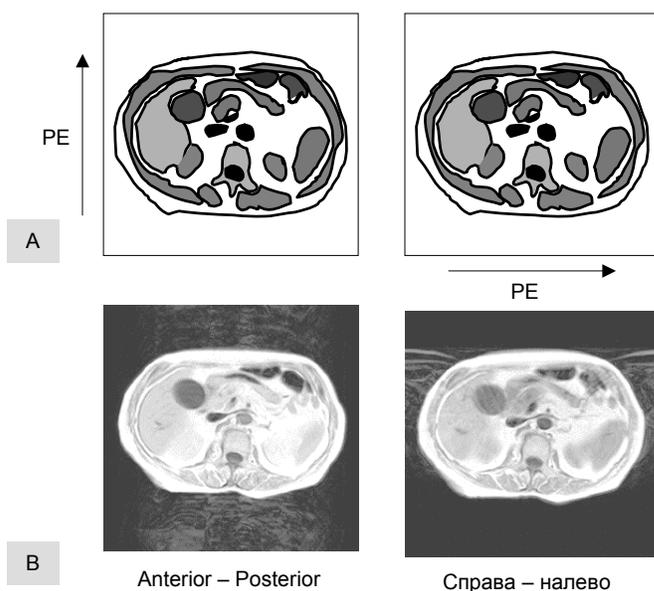


Рисунок 79

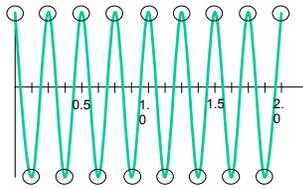
Во время планирования последовательности вы выбираете направление фазового кодирования. На *Рисунке 79А* представлен аксиальный срез брюшной полости. Направление фазового кодирования может быть либо в anterior-posterior направлении, либо справа - налево. Полученные изображения на *Рисунке 79В* показывают артефакты движения, вызванные дыханием.

Выбор направления кодирования фазы до сканирования очень важен. Вы должны представлять, какой вид движения: поток, дыхание или пульсацию вы ожидаете получить, и будет ли оно мешать визуализации области интереса. Вследствие неправильного выбора направления фазового кодирования приходится повторять многие исследования. Этот выбор усложнен необходи-

мостью учитывать возможность циклического возврата частоты, рассмотренного выше. В разделе об артефактах вы найдете больше примеров артефактов движения.

### Полоса пропускания (BW)

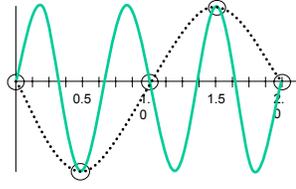
Сигнал, получаемый от пациента, является непрерывным (аналоговым). Компьютеры, однако, работают с цифровыми данными. Это означает, что непрерывный сигнал должен быть переведен в цифровой сигнал. Перевод (дискретизация) выполняется аналого-цифровым преобразователем, который амплитуде сигнала ставит в соответствие некоторый отсчет. **Теорема Найквиста** утверждает, что для того чтобы воспроизвести сигнал с определенной точностью, частота дискретизации должна быть в два раза выше частоты сигнала.



Период = 0.25 мс  
 Частота = 4000 Гц  
 2 элемента выборки за период сигнала  
 Частота дискретизации = 1 отсчет каждые 125 мс = 8000 Гц

A

Рисунок 80



Частота дискретизации = 1 отсчет каждые 500 мс = 2000 Гц  
 Реальный  
 Период = 0.6667 мс  
 Частота = 1500 Гц  
 Выводимый на экран  
 Период = 2 мс  
 Частота = -500 Гц

B

Например, если необходимо дискретизировать сигнал частотой 4000 Гц, частота дискретизации должна быть 8000 Гц (Рисунок 80А).

**Ширина полосы пропускания приемника = Частота дискретизации = 1 ÷ Период дискретизации**

Рисунок 80В показывает синусоиду с частотой 1500 Гц. Если использовать частоту дискретизации 2000 Гц, тогда количество отсчетов будет недостаточным. Результирующая реконструкция (пунктир) показывает синусоиду -500 Гц. Чтобы в достаточной мере представить синусоиду 1500 Гц, частота дискретизации должна быть 3000 Гц.

Теперь можно обобщить некоторые понятия. Полоса частот дискретизации выражается в Гц. Градиент определяется в Гц/см. FOV устанавливается отношением ширины полосы к силе градиента. Полоса частот дискретизации, в принципе, определяет диапазон частот от одного конца FOV до другого.

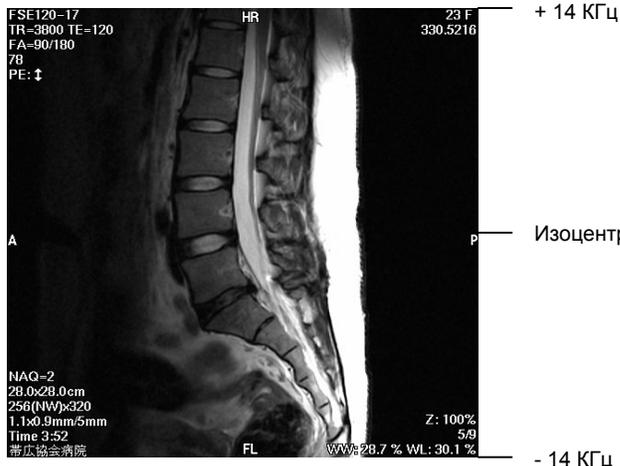


Рисунок 81

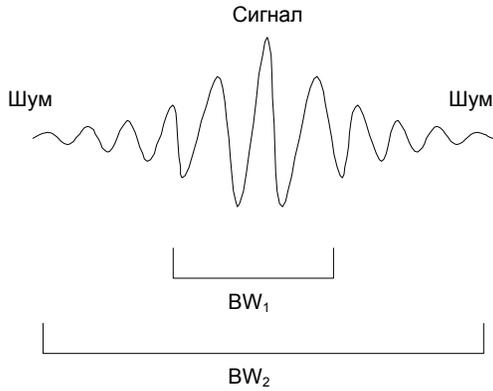
$$FOV = \frac{\text{Полоса частот дискретизации}}{\text{Сила градиента } G_{RO}}$$

На Рисунке 81 представлен пример изображения, при котором использовался приемник с шириной полосы 28 КГц, считывающий градиент силой 1.0 КГц/см, чтобы получить FOV 28 см.

Меньшая ширина полосы означает более медленную частоту дискретизации; требуется больше времени для сбора того же количества отсчетов данных. Поэтому, чтобы получить меньшую FOV можно либо уменьшить ширину полосы пропускания, либо увеличить силу  $G_{RO}$  (или найти их комбинацию).

Тем не менее, помните: выбор меньшей ширины полосы увеличит TE, обеспечит больший спад T2 (больше T2 взвешенность).

Рисунок 81-2 показывает различия в SNR, TE и химическом сдвиге в зависимости от маленькой и большой ширины полосы.



$$SNR_{BW1} > SNR_{BW2}$$

$$TE_{BW1} > TE_{BW2}$$

$$\text{Хим. сдвиг}_{BW1} > \text{Хим. сдвиг}_{BW2}$$

$$BW/2 = SNR + 40\%$$

Рисунок 81-2

## Практическая физика III

### Артефакты изображений

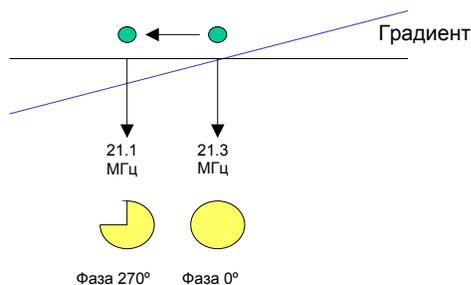
Можно быть сентиментальным по поводу качества МР изображения, или восхищаться превосходным контрастным разрешением, которое МР изображение может достичь, но факт в том, что любое МР изображение пронизано артефактами. Важно уметь распознавать эти артефакты и понимать причины их возникновения.

В этом разделе будут рассмотрены следующие артефакты:

- Артефакты, связанные с движением
- Парамагнитные артефакты
- Артефакты циклического возврата фазы
- Частотные артефакты
- Артефакты восприимчивости
- Артефакт отсечения
- Артефакт химического сдвига
- Пиковый артефакт
- Артефакт "зебра"

Помните: "Понимание артефактов позволяет читать МР изображение"

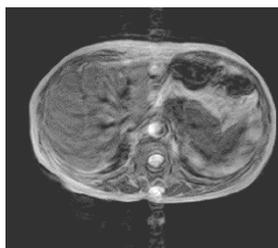
#### Артефакты движения



А

Артефакты движения вызываются неправильным картированием фаз протонов.

Вследствие наличия промежутка времени между сигналами возбуждения и выборки, протоны могут перемещаться в магнитном поле градиента в результате дыхания, пульсации или движения, таким образом, приобретая дополнительное смещение фазы. *Рисунок 82А* показывает перемещение спина с частотой 21.3 МГц и 0° фазой справа налево во время фазо-кодирующего градиента. Во время этого движения спин изменяет частоту и поэтому фазу по сравнению с исходным положением. При реконструкции изображения, положение сигнала в нем неправильное. Существуют методы, такие как 'компенсация потока' или 'синхронизация с ЭКГ' для минимизации или устранения артефактов движения. Артефакты движения проявляются в направлении кодирования фазы.



Пульсация



Дыхание



Пульсация



Движение

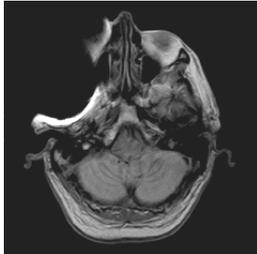
В

*Рисунок 82В* показывает некоторые примеры артефактов движения.

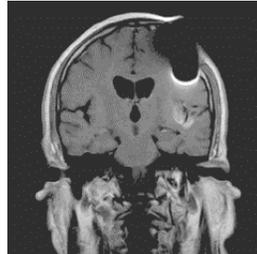
Рисунок 82

## Парамагнитные артефакты

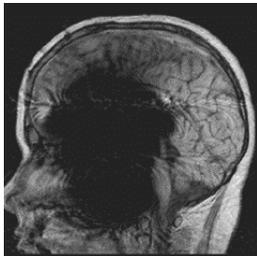
Причиной парамагнитных артефактов служит металл (~ железо). Металл отклоняет магнитное поле, переводя резонансную частоту из используемого в МРТ диапазона. Протоны не будут реагировать на РЧ импульс возбуждения, и поэтому не будут выводиться на экран. Вы будете наблюдать изображения, показанные на *Рисунке 83*.



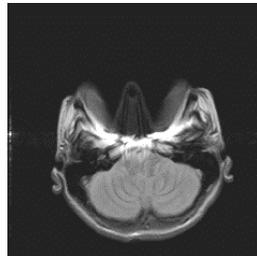
Металлический осколок



Осколок гранаты



Хирургический зажим



Зубные протезы

*Рисунок 83*

Не все металлы создают такие серьезные артефакты. Это зависит от количества железа. Очень маленькие части железа, типа железного осколка или хирургических зажимов, могут вызывать опустошение изображения.

### **Внимание! Внимание! Внимание!**

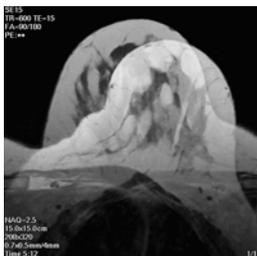
Я не могу в достаточной степени подчеркнуть важность экранирования пациента от металла перед МРТ исследованием. Кроме разрушения изображения, металл может также повредить пациенту.

Если имеется какое-либо сомнение по поводу МР совместимости имплантата или другой части металла, НЕ сканируйте. Даже не подпускайте пациента близко к магниту (металл может убить, и это не шутка).

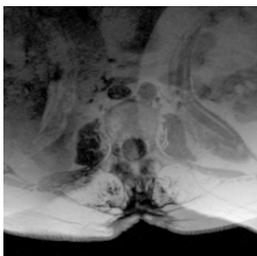
Алюминий и титан производят намного менее серьезные артефакты. Пациенты с имплантируемым бедром из титана или коленом могут входить в МРТ сканеры без особых проблем.

## Артефакты циклического возврата фазы

Артефакты циклического возврата фазы вызываются неправильным картированием фазы.



*Рисунок 84*



Циклический возврат фазы происходит, когда поле наблюдения меньше объекта. Часть тела вне FOV будет 'обернута вокруг' изображения.

Включением функций 'отсутствие циклического возврата фазы' или 'удвоение матрицы' можно отменить этот артефакт за счет временных потерь.

Изображение слева на *Рисунке 84* показывает левую грудь, 'обернутую' в изображение. Цель состояла в сканировании правой груди с маленьким FOV.

Изображение справа показывает аксиальный срез поясничного отдела позвоночника. В обоих случаях оператор забыл включить функцию отсутствия циклического возврата фазы.

### Частотные артефакты

Частотные артефакты вызываются 'грязными' частотами.

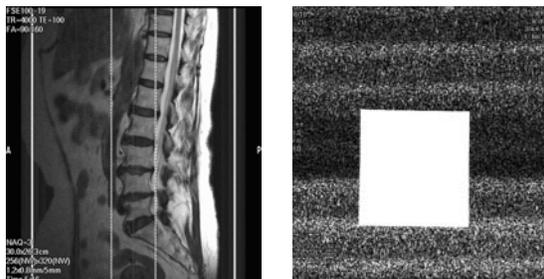


Рисунок 85

Неисправная электроника, внешние передатчики, утечка РЧ-клетки, незэкранированное оборудование в помещении для сканирования, металл в пациенте, или открытая дверь в помещение сканера могут производить 'грязные' частоты.

Для устранения этих артефактов обычно требуется инженер, хотя дверь в помещение сканера также может закрыть и неквалифицированный персонал ☺. Частотные артефакты проявляются в направлении кодирования частоты.

### Артефакты восприимчивости

Восприимчивость – способность вещества намагничиваться, например железо в крови. Артефакты восприимчивости вызываются местной неоднородностью магнитного поля.

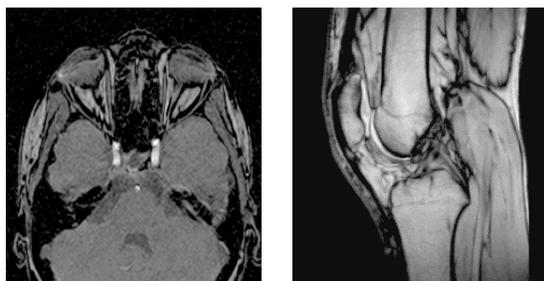


Рисунок 86

Различные способности протонов водорода образовывать химические связи в жировой и мышечной тканях вызывают местную неоднородность магнитного поля на границах тканей. Поэтому резонансная частота на границах меняется, и находящиеся в этой зоне протоны на экран выводиться не будут. На изображении это проявляется в виде черной линии вокруг тканей, как будто изображение очерчено карандашом (Рисунок 86).

### Артефакт отсечения

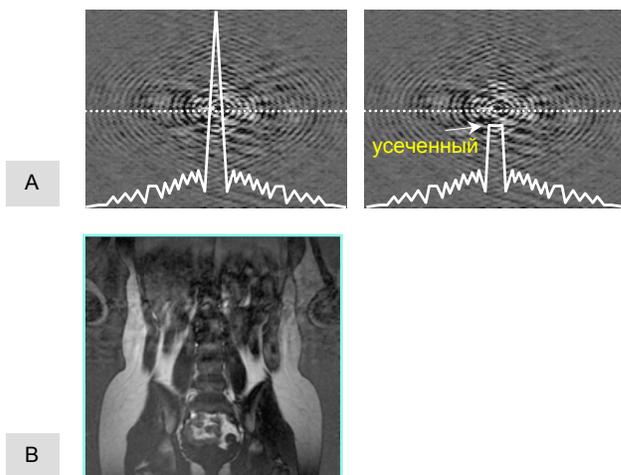


Рисунок 87

Ограничение сигнала или 'отсечение' происходит, когда установлен слишком высокий коэффициент усиления приемника во время предварительного сканирования. Максимум полученного сигнала выше установленного значения коэффициента усиления приемника (Рисунок 87А слева). Избыточный сигнал отсекается (Рисунок 87А справа), инвертируется и выводится на экран с различными оттенками серого (Рисунок 87В).

### Артефакт химического сдвига

Артефакты химического сдвига вызваны разными резонансными частотами водорода в липидах и воде.

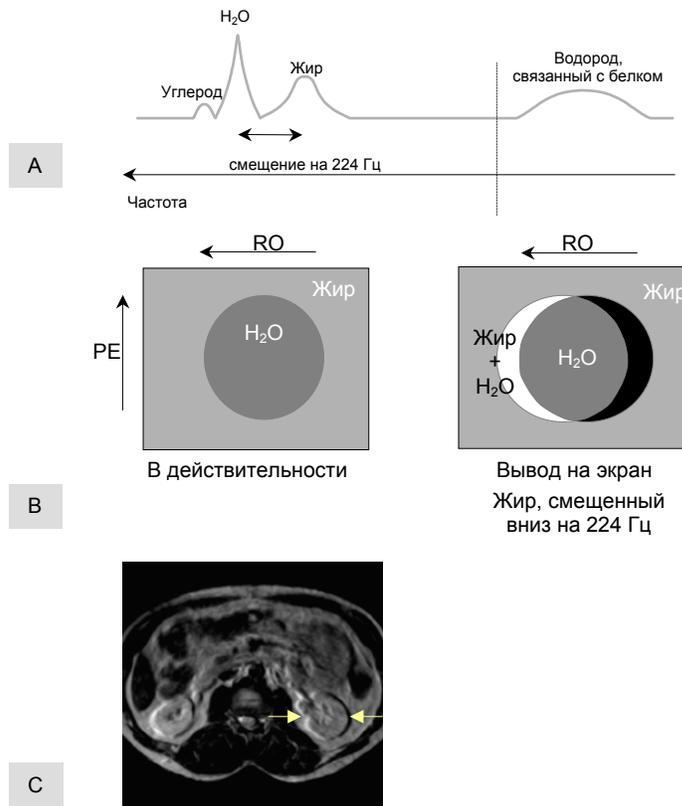


Рисунок 88

На *Рисунке 88А* показан частотный спектр образца ткани. При 1.5 Т различие резонансных частот жира и воды составляет 224 Гц (74 Гц при 0.5 Т, 52 Гц при 0.35 Т).

*Рисунок 88В* слева показывает воксел, содержащий как воду, так и жировую ткань, что может наблюдаться на границе между почкой и жировой тканью, окружающей почку. Преобразование Фурье сдвигает сигнал жира на несколько пикселей в изображении просто потому, что 'думает', что пиксели соответствуют сигналам (*Рисунок 88В справа*).

Химический сдвиг происходит в частотном направлении.

На *Рисунке 88С* представлен пример химического сдвига. Изображение ясно показывает белую и черную границы вокруг почки. Жир смещен вправо, что означает, что частотно-кодирующий градиент направлен справа налево, в то время как фазо-кодирующий градиент был в anterior-posterior направлении.

Химический сдвиг связан с полосой пропускания приемника и FOV. Ширина полосы пропускания приемника определяется как  $1 / \text{период дискретизации}$ . Она составляет полный диапазон частот от одного конца FOV до другого. Если предположить, что на *Рисунке 88* использовалась BW 28 КГц ( $\pm 14$  КГц) и  $MX_{RO}$  256, тогда частотный диапазон на пиксель составляет  $28000 \div 256 = 109.375$  Гц. Химический сдвиг при 1.5 Т равен 224 Гц. Жир смещен на  $224 \div 109.375 = 2$  пикселя.

Легко, да? (Я считаю это продвинутой МРТ физикой, но я подумал, вы захотите её узнать 😊).

Больше о химическом сдвиге можно почерпнуть из книг Westbrook и NessAiver, упомянутых в § рекомендуемой литературы.

## Пиковый артефакт

Пиковый артефакт вызывается одним 'плохим' набором данных в  $k$ -пространстве.

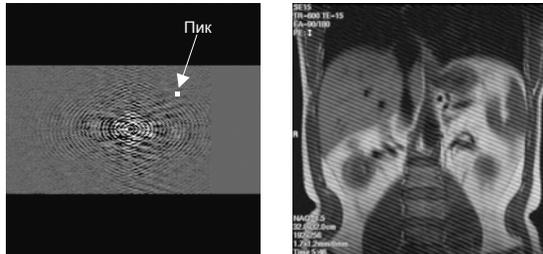


Рисунок 89

Рисунок 89 слева показывает один необычный набор данных  $k$ -пространства.

Результирующее изображение (Рисунок 89 справа) содержит диагональные линии по всему изображению.

Для предотвращения этого мало, что можно сделать, кроме повторения сканирования.

## Артефакт "зебра"

Артефакт "зебра" может происходить при касании пациентом катушки, или в результате циклического возврата фазы.



Рисунок 90

Чтобы избежать этой проблемы, необходимо удостовериться, что пациент не касается приемной катушки, или выбрать функцию "циклический возврат фазы".

## Заключительное слово об артефактах

Существует много различных артефактов, которые могут появляться на МР изображении. С описанными здесь артефактами вы можете сталкиваться часто.

На сайте Интернета <http://www1.stpaulshosp.bc.ca/stpaulsstuff/MRartifacts.html> можно найти много примеров других артефактов.

Важное предостережение: не примите артефакт за патологию. Было замечено, что артефакт движения, вызванный кровеносным сосудом, диагностировался как опухоль. Поэтому если возникает даже малая тень сомнения, повторите сканирование либо другим методом, либо с другими параметрами.

## Заключение

Вы должно быть уже страдаете головной болью от вышеизложенного, и это вполне понятно ☺.

Я бы хотел подчеркнуть еще одну вещь: **синонимом МРТ является КОМПРОМИСС**. Лучше и не скажешь. На самом деле я хотел бы еще раз повторить: синонимом МРТ является КОМПРОМИСС. Я думаю, что это - наиболее важный вывод, который необходимо вынести из этой истории.

МРТ – нахождение баланса между сигналом и шумом. Всякий раз, когда вы меняете один параметр, необходимо изменить и другой, чтобы препятствовать изменению сигнала и сохранить SNR неизменным. Многие системы предлагают некоторый "SNR индикатор". При изменении параметра он показывает, сколько сигнала вы получите или потеряете. Это – очень хороший инструмент, потому что иногда совсем не ясно, какое воздействие может оказывать изменение того или иного параметра. Если ваша система не снабжена подобным инструментом, меняйте параметры с большой осторожностью.



Я надеюсь, что чтение этой книги помогло вам понять сложный предмет МРТ физики, хотя мы и коснулись ее поверхностно. Конечно, вы не готовы конструировать собственный МРТ сканер, но, по крайней мере, теперь знаете, что означает аббревиатура МРТ ☺.

Я знаю, что после однократного прочтения этой книги сложно составить полное представление о МРТ. Однако не вините себя. Прочитайте эту историю еще, и еще раз, если требуется. Затем начните изучать список ссылок, и потом вновь прочитайте книгу. Наконец настанет такой момент, когда вы вполне освоите предмет, и получите удовлетворение от проделанной работы.

Эти страницы – результат многих лет преподавания МРТ физики рентгенологам и специалистам, начинающим работать с МРТ. Они отнюдь не полны, но я надеюсь, это придаст вам большой стимул для исследования захватывающего мира МРТ. Хотя, всему свое время. Однако не двигайтесь дальше, пока не поймете основы, так как очень легко потеряться в несметном количестве информации.

Пришло время выразить мою благодарность всем, кто поощрял и поддерживал меня в написании этой книги; Aida Ferreira, одной из моих первых студентов, предложившей саму идею; моему коллеге Johan Roubroeks, рецензировавшему книгу и, прежде всего, Deirdre, моей жене, редактировавшей эту историю и уделившей ей много времени.

Спасибо всем.  
Удачи, ☺  
Эверт Блинк

## Приложение

### Времена релаксации тканей

Нижеследующая **таблица 4** содержит T1 и T2 времена релаксации для различных тканей (нормальных и патологических) при разных значениях напряженностей магнитного поля.

**Таблица 4: Времена релаксации тканей**

	T1 (мс) 0.25 Т	T1 (мс) 0.5 Т	T1 (мс) 1 Т	T1 (мс) 1.5 Т	SD (%)	T2 (мс)	SD (%)
<b>МОЗГ</b>							
Серое вещество	530	657	813	921	17	101	13
Белое вещество	422	537	683	787	17	92	22
Опухоли	667	802	963	1073	36	121	63
Менингиома	586	714	871	979	18	103	31
Глиома	845	887	931	959	35	111	33
Отек	667	806	973	1090	23	113	73
<b>КОСТЬ</b>							
Нормальный костный мозг	607	648	695	732	78	106	60
Остеосаркома	740	811	888	973	28	85	30
<b>ГРУДЬ</b>							
Фиброзная ткань	409	547	732	868	18	49	16
Жировая ткань	190	214	241	259	28	84	36
Опухоли	483	634	832	976	28	80	35
Карцинома	451	595	785	923	25	94	48
Аденокарцинома	490	686	959	1167	10	81	12
Фиброаденома	508	715	989	1195	29	60	11
<b>ПОЧКА</b>							
Нормальная ткань	417	496	589	652	27	58	24
Опухоли	733	796	864	907	37	83	42
<b>ПЕЧЕНЬ</b>							
Нормальная ткань	250	325	423	493	22	43	14
Опухоли	713	782	857	905	26	84	31
Гепатома	621	769	951	1077	16	84	26
Цирроз печени	328	367	410	438	21	45	
<b>ЛЕГКОЕ</b>							
Нормальная ткань	488	599	735	829	19	79	29
Опухоли	407	535	703	826	51	68	45
<b>МЫШЦА</b>							
Нормальная ткань	409	547	732	868	18	47	13
Опухоли	597	752	946	1083	32	87	40
Карцинома	608	750	925	1046	16	82	73
Фибросаркома	831	896	967	1011	15	65	14
Рабдомиосаркома	664	827	1031	1173	27		
Отек	652	897	1235	1488	26	67	26
<b>ПОДЖЕЛУДОЧНАЯ ЖЕЛЕЗА</b>							
Нормальная ткань	302	371	455	513	25		
Опухоли	718	942	1235	1448	15		
<b>СЕЛЕЗЕНКА</b>							
Нормальная ткань	431	543	683	782	19	62	27
Опухоли						69	1

## Рекомендуемая литература

### Физика

НАЗВАНИЕ	АВТОР	ИЗДАТЕЛЬСТВО	ISBN
* MRI made easy (...well almost)	H.H. Schild	Shering	3-921817-2
Magnetic Resonance Imaging Physical and Biological Principles	S.C. Bushong	Mosby	0-8016-1820-7
* MRI in practice	C. Westbrook/C. Kaut	Blackwell	0-632-03587-0
* All, you really need to know, about MRI physics	M. NessAiver	Simply Physics	0-9660982-0-X
Fast Scan Magnetic Resonance Principles and Applications	F.W. Wehrli	Raven Press	0-88167-746-9
* Questions and Answers in MRI	A.D. Elster	Mosby	0-8016-7767-X
Magnetic Resonance Imaging Volume 1	D. Stark / W. Bradley	Mosby	0-8016-4930-7
Pocket Guide to MR procedures And metallic implants.	F. Shellock	Lipincott-Raven	0-397-51751-3

### Клиническое приложение

НАЗВАНИЕ	АВТОР	ИЗДАТЕЛЬСТВО	ISBN
Handbook of MRI technique	C. Westbrook	Blackwell	0-632-03884-5
Magnetic Resonance in Medicine	P.A. Rinck	Blackwell	0-632-03781-4
The MRI manual	R.B. Lufkin	Mosby	0-8151-5593-X
Magnetic Resonance Imaging Volume 2	D. Stark / W. Bradley	Mosby	0-8016-4930-7

## МРТ в Интернете

Существует огромное количество сайтов, посвященных МРТ. Упомянутые здесь сайты содержат ссылки на другие. Можно потратить остаток жизни, читая их, можете так и поступить ☺.

### Физика

САЙТ В ИНТЕРНЕТЕ	АДРЕС
Joseph P. Hornak, Ph.D.	<a href="http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri">http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri</a>
The Adelaide MRI Website (portal)	<a href="http://www.users.on.net/vision/">http://www.users.on.net/vision/</a>

\* Абсолютное большинство 'должно' прочитать..

## Предметный указатель

<b>I</b>	<b>N</b>
180 rephasing pulse. <i>See</i> Spin Echo Sequence 180° перефазирующий импульс. <i>См.</i> Последовательность спин-эхо	net magnetization, 16
<b>A</b>	<b>O</b>
Access, 6 Airis, 7	OPART, 8
<b>B</b>	<b>R</b>
$B_0$ , 20, 25	Receive coil, 19
<b>E</b>	<b>S</b>
Evert Blink. <i>См.</i> Автор Excitation, 16	SE. <i>См.</i> Последовательность спин-эхо SNR, 9 STIR, 49
<b>F</b>	<b>T</b>
FLAIR, 48 FOV. <i>См.</i> Поле наблюдения (FOV)	T1 контраст, 41 T1 Релаксация, 16 T2 взвешенность. <i>См.</i> T2 контраст T2 контраст, 41 T2 релаксация, 21 T2 Релаксация, 17 T2* эффекты, 21 Toshiba, 6, 8, 75 Transmit coil, 19
<b>G</b>	<b>X</b>
GE. <i>См.</i> Последовательность градиентное эхо General Electric, 8 Gx градиент, 28 Gy градиент, 28 Gz градиент, 28 Головинное сканирование. <i>См.</i> Формирование изображения с половинным Фурье преобразованием	X-Y плоскость, 19
<b>H</b>	<b>Z</b>
HASTE, 45 Hitachi, 7 Hydrogen, 13	Z градиент, 24 Z-ось, 19
<b>I</b>	<b>A</b>
IR. <i>См.</i> Последовательность восстановления с инверсией	Автор, 75 Амплитуда, 15 Артефакт “зебра”, 68 Артефакт отсечения, 66 Артефакт химического сдвига, 67 Артефакты восприимчивости, 66 Артефакты движения, 64 Артефакты циклического возврата фазы, 65
<b>K</b>	<b>B</b>
$k$ -пространство, 30	Быстрое улучшенное спин-эхо, 45
<b>M</b>	<b>B</b>
Moriel NessAiver, Ph. D, 14 MXPE, 33 MXRO, 33	В фазе, 17

Вектор, 15  
 Височно-нижнечелюстной сустав, 9  
 Водород, 11, 12, 13  
 Возбуждение, 15, 16  
 Воксел, 14  
 Воксел (элемент объема), 28  
 Времена релаксации тканей, 70  
 Временная область, 30  
 Время инверсии (TI), 47, 54  
 Время нарастания, 29  
 Время повторения, 38  
 Время повторения (TR), 51  
 Время эхо (TE), 51

## Г

Гаусс, 6  
 Гелий, 7  
 Гиромагнитное отношение, 12, 13  
 Градиентные катушки, 23

## Д

Двойное кольцо, 8  
 Дефазирование, 18  
 Диаграмма импульсной последовательности, 38  
 Длина цуга эхо-сигналов (ETL), 45

## З

Зазор между срезами (SG), 59  
 Земля, 11

## И

Изображение с высоким разрешением, 9  
 Импульсные последовательности, 35  
 Интервенционная процедура, 8  
 Исходные данные, 31

## К

Катушки с фазовой решеткой, 10  
 Квадратурная катушка с решеткой для всего тела, 10  
 Квадратурные катушки, 9  
 Квантовая физика, 12  
 Кельвин, 7  
 Кислород, 11  
 Кодирование сигнала, 24  
 Кодирование фазы, 27, 28, 33  
 Кодирование фазы (PE), 60, 61  
 Контраст изображения, 6  
 Контраст протонной плотности, 42  
 Контрастное разрешение, 6  
 Кривая релаксации T1, 17  
 Кривая релаксации T2, 19

## Л

Ларморовая частота, 13, 23, 25

## М

Магнитно-резонансная томография (МРТ), 5  
 Магнитный момент, 13  
 Матрица (МХ), 56  
 МР ангиография, 5  
 МРТ в скорлупе, 22  
 МРТ физика, 10  
 Мультисрезы, 39

## Н

Не в фазе, 18

## О

Обработка и вывод на экран, 15  
 Обращение полярности градиента, 46  
 Объемная катушка, 9  
 Однородность сигнала, 9  
 Орбита, 9  
 Открытая конструкция, 7  
 Открытая конструкция магнита, 8

## П

Параллельно или антипараллельно, 13  
 Парамагнитные артефакты, 65  
 Параметры последовательности, 50  
 Передача, 9  
 Передающая катушка, 19  
 Перфузионное / диффузионное изображение, 5  
 Пиковый артефакт, 68  
 Плечо, 9  
 Поверхностные катушки, 9  
**Пол Лаутербур**, 5  
 Поле наблюдения (FOV), 57  
 Полоса пропускания (BW), 61  
 Поперечная намагниченность, 18  
 Последовательность восстановления с инверсией, 47  
 Последовательность градиентное эхо, 46  
 Последовательность спин-эхо, 36, 37  
 Последовательность турбо спин-эхо, 44  
 Постоянный магнит, 6  
 Преобразование Фурье, 28  
 Прецессировать или "колебаться", 13  
 Прием, 9  
 Приемная катушка, 10, 19  
 Продольная намагниченность, 15  
 Протон, 11  
 Процессор, 10

## Р

Радиочастотная волна, 20  
 Радиочастотный (РЧ) импульс, 15  
**Раймонд Дамاديан**, 5, 17  
 Релаксация, 15  
 РЧ катушки, 9

РЧ цепь, 10

## С

Сбор данных, 15, 19  
 Сверхпроводимость, 7  
 Сверхпроводящие магниты, 7  
 Симметрия  $k$ -пространства, 33  
 Скорость нарастания, 29  
 Соотношение сигнал - шум (SNR), 9  
 Спад магнитной индукции (FID), 21  
 Спад свободной индукции (FID), 35  
 Спин-решеточная релаксация, 16  
 Спин-спиновая релаксация, 19  
 Срез-кодирование или срез-селекция, 25  
 Срез-кодирующий градиент, 25  
 Срезо-селективный градиент ( $G_{SS}$ ), 35  
 Срезо-селектирующий градиент ( $G_{SS}$ ), 38  
 Стержневой магнит, 11  
 Стержневые магниты, 12  
 Суммарная намагниченность, 14, 15  
 Считывающий градиент ( $G_{RO}$ ), 35, 38

## Т

Таблица времен релаксации, 19  
 Тесла, 6  
 Толщина среза, 29  
 Толщина среза (ST), 58

## У

Угол переворота, 38  
 Угол переворота (FA), 16, 53

## Ф

Фаза, 17  
 Фазовая когерентность, 17  
 Фазо-кодирующий градиент, 26  
 Фазо-кодирующий градиент ( $G_{FE}$ ), 35, 38  
 Фарадей, 20

**Феликс Блох**, 5

Формирование изображения с половинным  
 Фурье преобразованием, 34  
 Функциональная диагностика, 5

## Х

Характеристика ткани, 5

## Ц

Центральная частота, 15

## Ч

Частичное сканирование. См. Формирование  
 изображения с половинным Фурье  
 преобразованием  
 Частотно-кодирующий градиент, 27  
 Частотные артефакты, 66  
 Человек разумный, 11  
 Число сборов данных (NA или NEX), 55

## Э

Электрон, 11  
 Эхо, 36  
 Эхо планарное формирование изображения с  
 одним снимком, 35

## Я

Ядерно-магнитный резонанс (ЯМР), 5  
 ЯМР спектр, 5



$$\omega_0 = \gamma B_0, 13$$

## Об авторе



Обучался на рентгенолога в Rooms Katholiek Ziekenhuis, Гронинген, Нидерланды, где работал в области общей рентгенологии в течение трех лет. После этого прошел обучение методам радиотерапии в Роттердамском Институте Рентгенотерапии (Rotterdams Radio-Therapeutisch Instituut – RRTI), Роттердам, Нидерланды и работал там почти три года. В течение этого периода также работал с одним из первых КТ-сканеров в Роттердаме. Затем вернулся обратно в Гронинген, где работал с КТ и МРТ в течение шести лет в Больнице Университета (AZG), где также изучал ультразвук. После трехлетнего периода работы с МРТ в военной больнице в Эр-Рияде, Саудовская Аравия, с 1991 года начал сотрудничать с компанией Toshiba Медицинские Системы Европа, Зутермер, Нидерланды в качестве специалиста по применению МРТ.

## Уведомление об авторском праве

Содержимое этой книги основано на восьми годах обучения студентов основам принципов МРТ посредством презентации PowerPoint. Постепенно содержимое стало тем, что вы видите перед собой, но без текста. Потребовался длительный период времени для написания текста к презентации просто, потому что устное объяснение гораздо проще письменного изложения.

Я вполне принимаю возможность обмена информацией и в прошлом каждый, кто просил об этом, мог получить копию презентации PowerPoint, однако, написание подобной книги – трудоемкий процесс, и я бы хотел предостеречь вас не делать неправомерные копии этой книги.

Ничего из этой книги не может быть скопировано без разрешения автора.

January 1, 2000 © Evert Blink  
[mr-physics@blink.xs4all.nl](mailto:mr-physics@blink.xs4all.nl)