

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РФ
НОВОСИБИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ**

Физический факультет

Кафедра общей физики физического факультета

Радиологические инструменты: магнитно- резонансная томография

Проф. Ирина Георгиевна Пальчикова

Проф. Евгений Иванович Пальчиков

Аннотация

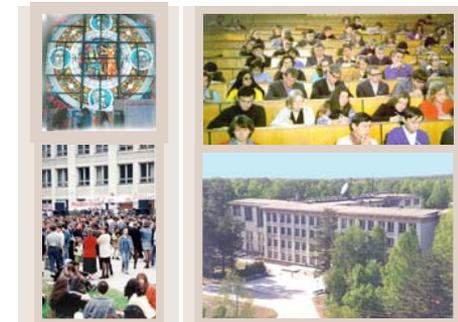
Радиологические инструменты: магнитно-резонансная томография

Мультимедийная презентация соответствует 4-ему разделу курса «Физические основы диагностики». Она освещает физико-технические основы магнитно-резонансной томографии. Магнитный резонанс. Микроскопические свойства тканей, участвующих в формировании сигналов МРТ. Энергетические уровни, спиновые пакеты. Виды возбуждающих сигналов и наблюдаемых релаксаций, спад свободной индукции. Принципы получения изображения. Градиент магнитного поля, частотное кодирование. Метод обратного проецирования. Последовательности SE, IR, GE, времена T_1 , T_2 , спиновое эхо. Концепция преобразования Фурье в МРТ. Градиент фазового кодирования. Виды МР визуализаций, анализ МР изображений, ограничения. Обзор аппаратуры. Факторы опасности МР диагностики.

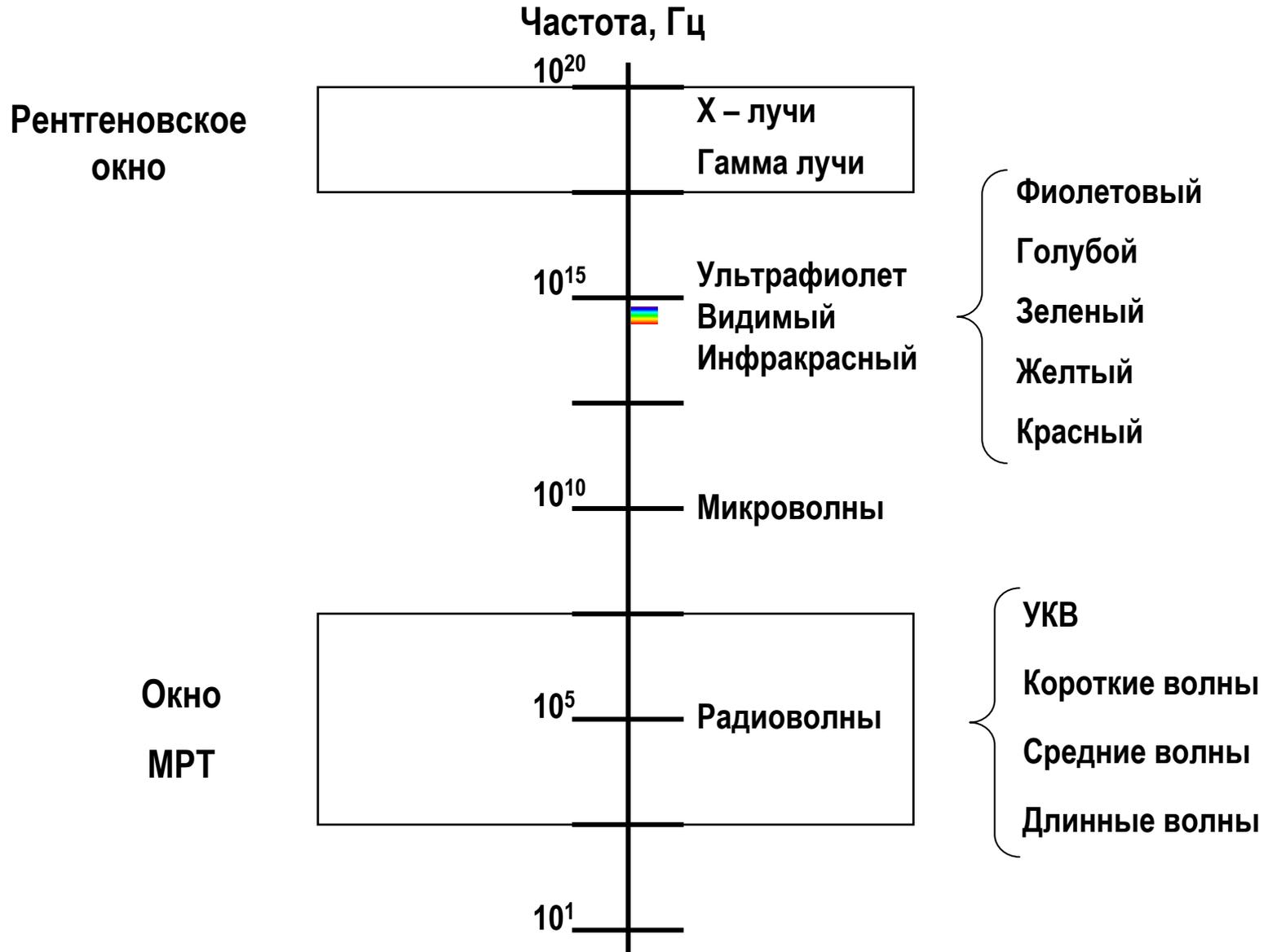
Мультимедийная презентация предназначена для студентов второго курса медицинского факультета и может быть так же рекомендована для студентов физического факультета в рамках образовательных программ направления подготовки «Медицинская физика» и «Радиационная медицина».

Мультимедийная презентация подготовлена в рамках реализации Программы развития НИУ-НГУ на 2009–2018 г. г.

Новосибирск, 2012



Шкала электромагнитного излучения

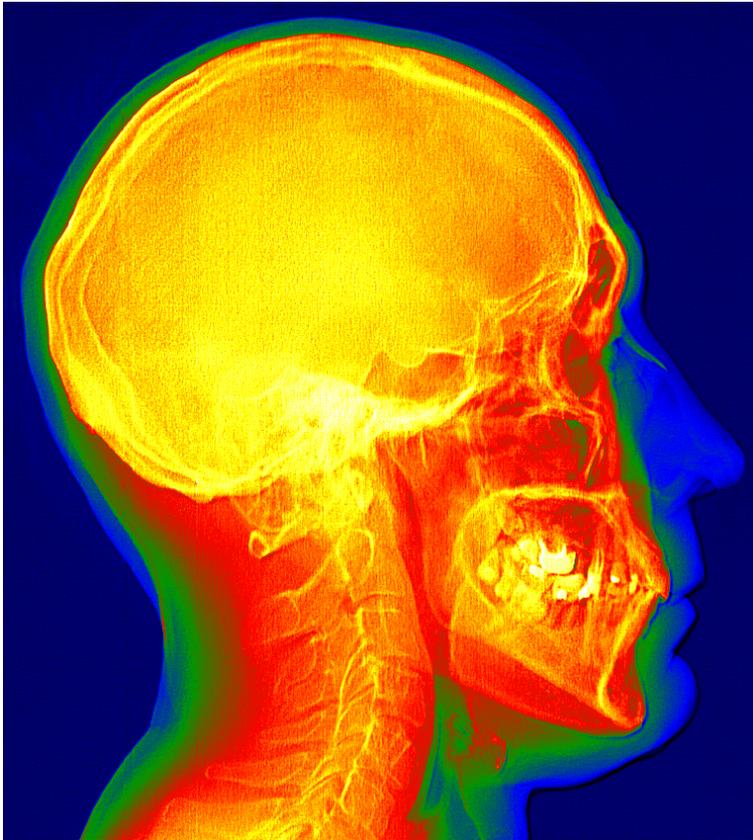


Сравнение шкал излучений

Механический волновой спектр		Электромагнитный волновой спектр		
Частота (Гц)	Название спектрального диапазона	Длина волны (см)	Название спектрального диапазона	Частота (Гц)
2×10^1	3×10^4	
2×10^3	Аудио (слышимый)	3×10^2	Радиоволны	3.0×10^8
2×10^4	3×10^0	
	Ультразвуковой	3×10^{-2}	Микроволны	
2×10^7	3×10^{-4}	3.0×10^{11}
	Гиперзвуковой	3×10^{-6}	Инфракрасное излучение	
2×10^9	3×10^{-8}	4.0×10^{14}
	Вибрация кристаллической решетки	3×10^{-10}	Видимый	7.5×10^{14}
2×10^{11}		Ультрафиолет	
2×10^{13}		Рентгеновские лучи	3.0×10^{16}
			Гамма-лучи	3.0×10^{19}

Механический и электромагнитный волновые спектры

Инструменты, использующие излучения



Рентген

Компьютерная томография

Изотопное сканирование

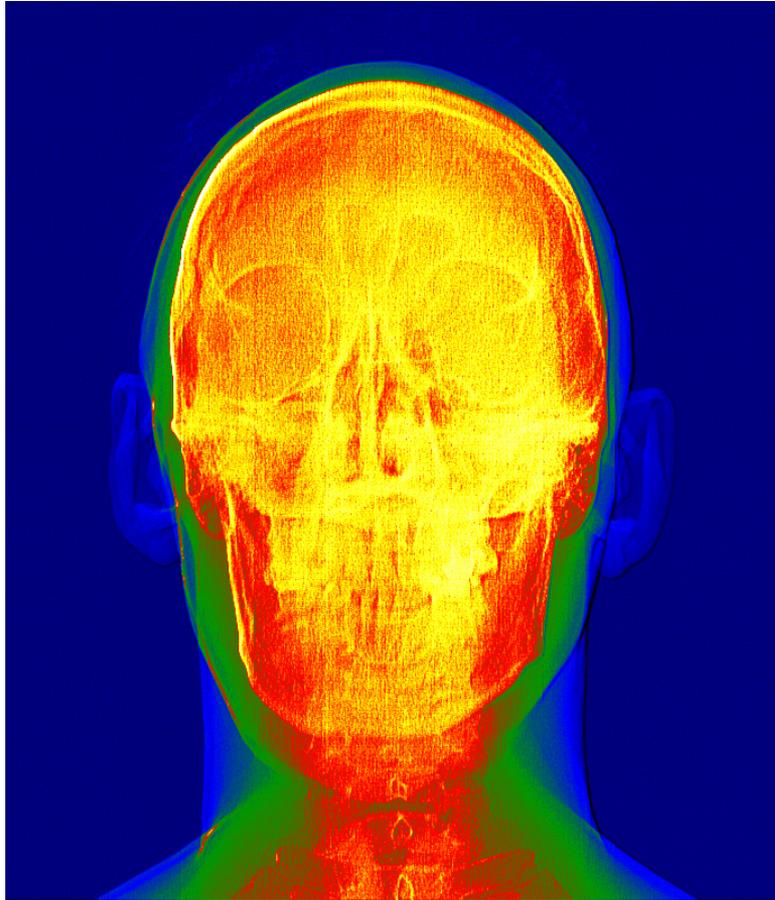
Магнитный резонанс

Ультразвук

Сечение – тонкий слой

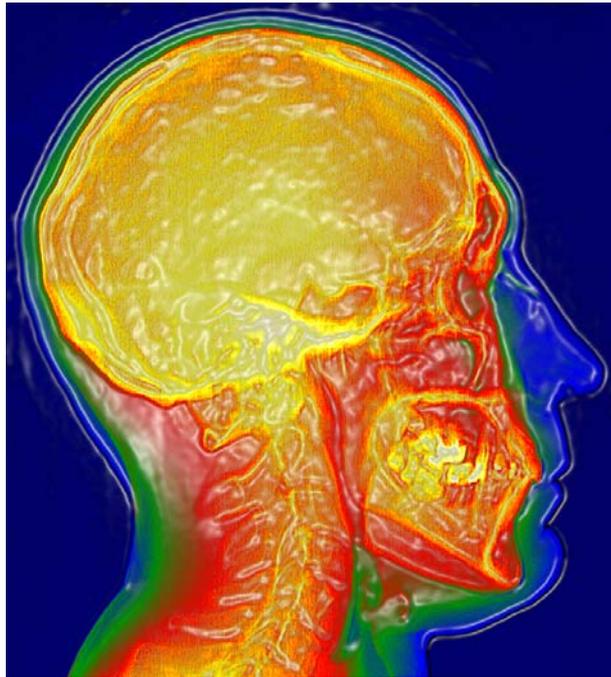
Проекции – всё тело

Как выбрать решение



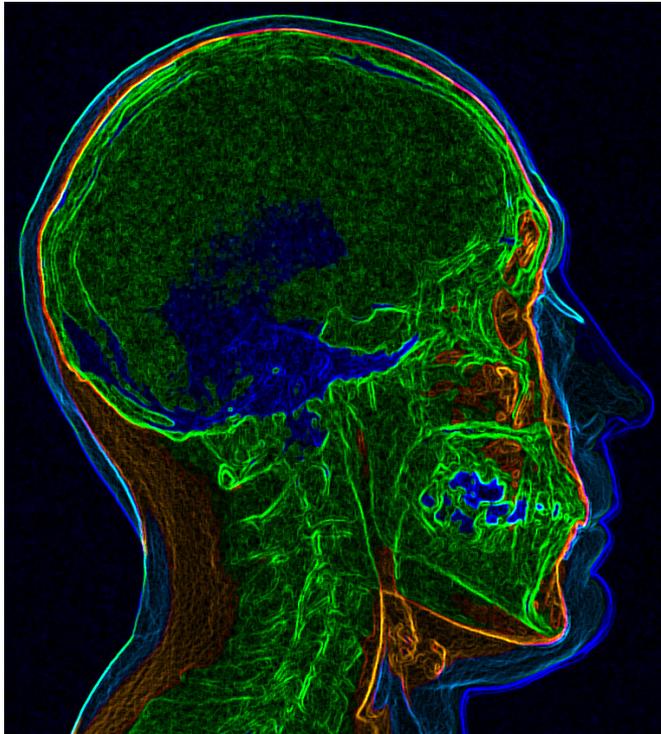
- 1. Стоимость**
- 2. Эффективность**
- 3. Риски**
- 4. Доступность**

СТОИМОСТЬ



- Рентген (X-ray)
- Ультразвук (Ultrasound)
- Компьютерная томография (СТ)
- Магнито-резонансная томография (МРЕ)
- Изотопное сканирование (Ядерная медицина NM)
- Позитрон-эмиссионная томография (РЕТ/FDG)

Эффективность. Риски



Обследуемая ткань

Требуемая детализация

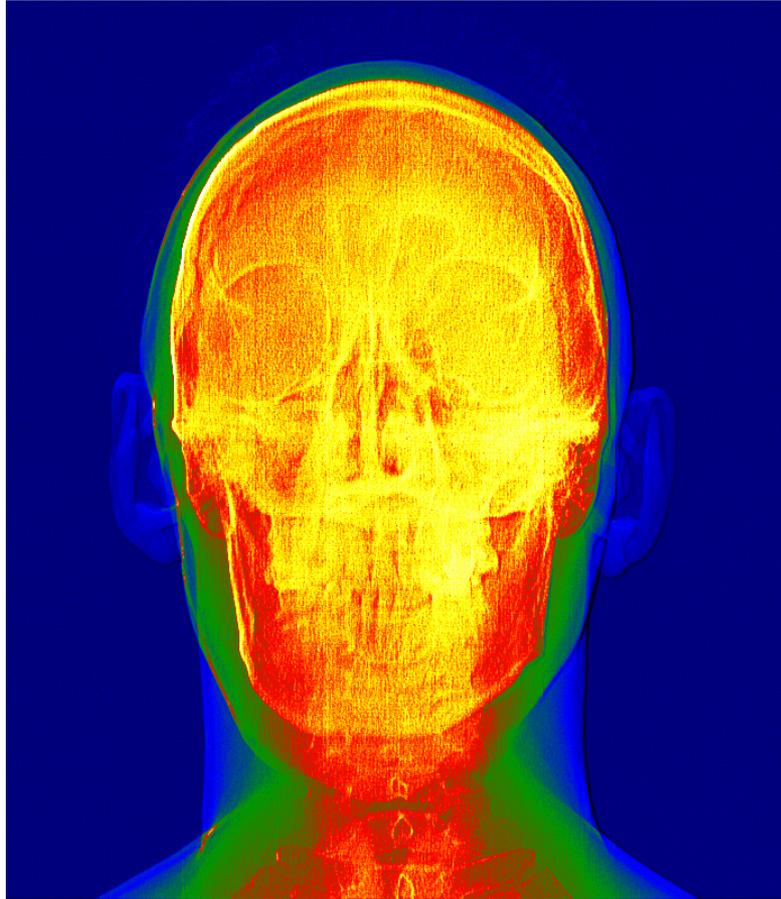
Экспозиция

Пациент: возраст/пол

Целевой орган

Преимущества/риски

Доступность



- Рентген X-ray
- Компьютерная томография СТ
- Ультразвук US
- Магнито-резонансная томография MRT
- Изотопное сканирование NM
- Позитрон-эмиссионная томография PET/FDG

Магнитное поле

Неподвижный эл. заряд \rightarrow электрическое поле

Движущийся эл. заряд ($\vec{v} = \text{const}$) \rightarrow эл. поле + магнитное поле

Движущийся с ускорением эл. заряд \rightarrow эл. + магн. поле + эл. магн. волна

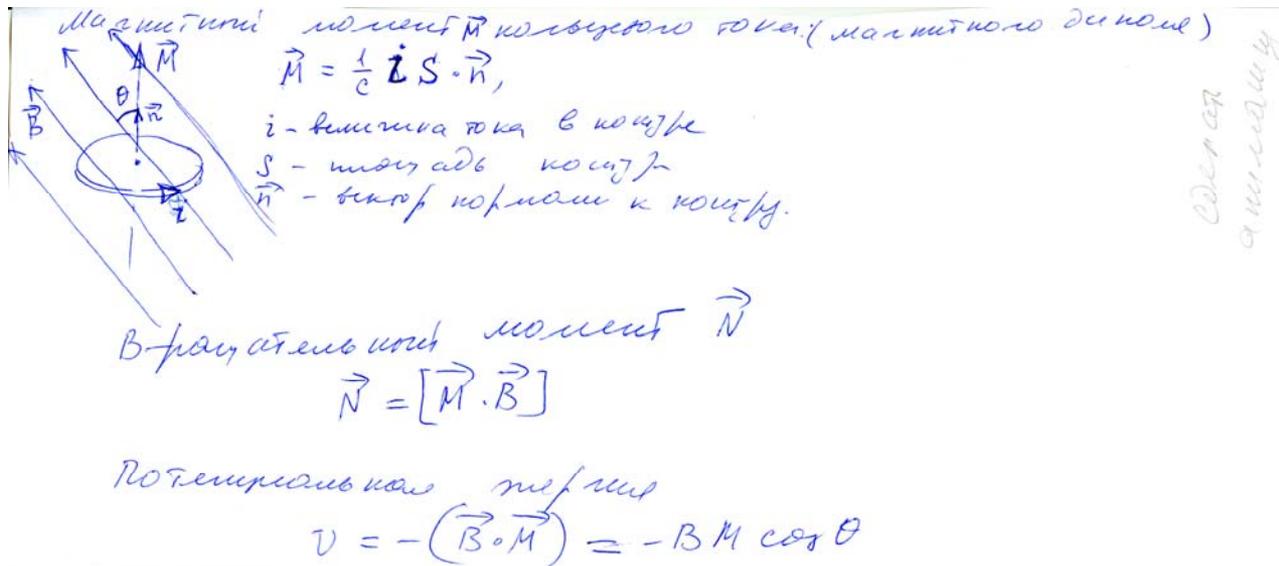
Магнитная индукция \vec{B} - сила, действующая на заряде, движущийся эл. со скоростью \vec{v} :

$$\vec{F} = e[\vec{v} \times \vec{B}]$$

Эддисон и Леренши \vec{B} : $[\text{Тл}]$ - сист. С И $[\text{Тс}]$ - сист. СГС ($1 \text{ Тл} = 10^4 \text{ Тс}$)

$(\vec{F}, \vec{v}, \vec{B})$ - векторные величины.

Магнитный диполь. Магнитный момент



В положении устойчивого равновесия нормаль к контуру направлена по внешнему полю (потенц. энергия минимальна). Если отклонить контур на угол α , то обнаруживается действие момента сил. ($MB \sin \alpha$) (Потенц энергия возрастает и достигает макс. Когда M и B противоположно направлены) ($MB \cos \alpha$)

Магнитный момент

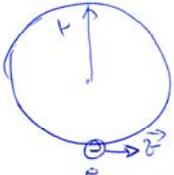
Тело обладает магн. моментом $\vec{M} \rightarrow$
 \leftarrow в однородном поле \vec{B} поворачивается так $\vec{M} \parallel \vec{B}$
 в неоднородном поле поворот за счет силы $\vec{M} \parallel \vec{B} +$
 стремление в сторону силовых линий
 Вращательный момент $\vec{N} = [\vec{M} \times \vec{B}]$
 Прямое уравнение \vec{N} позволяет найти M для объектов
 в виде шара, цилиндра или пластины.
 Из опыта следует, что для пара- и диамагнетиков имеем

$$\vec{J} = \mu_0 \chi \vec{H}$$
 , χ - магнитная восприимчивость
 $\chi < 0$ - диамагнетики - выталкивание
 $\chi > 0$ - парамагнетики - втягивание
 в оба случая

$$\mu = 1 + \chi$$

Магнитный момент

Электрон движется вокруг ядра \rightarrow момент импульса электрона \rightarrow атом приобретает магнитный момент.



Ток: $i = n \cdot e \cdot f$
 $f = \frac{v}{2\pi r} \rightarrow i = \frac{v e}{2\pi r}$

Магнитный момент e : $M = \frac{i S}{c} = \frac{e v r}{2c}$
 Момент импульса e : $L = m_e v r$

$M = \frac{e}{2m_e c} L$

v - скорость e
 f - число оборотов e в сек
 m_e - масса e

Связь между вращательным моментом импульса и магнитным моментом подтверждается опытом для всех атомных электронов.

Гиромагнитное отношение:

при этом...

$$\vec{M} = \gamma \vec{L}, \quad \gamma = \frac{e}{2m_e c}$$

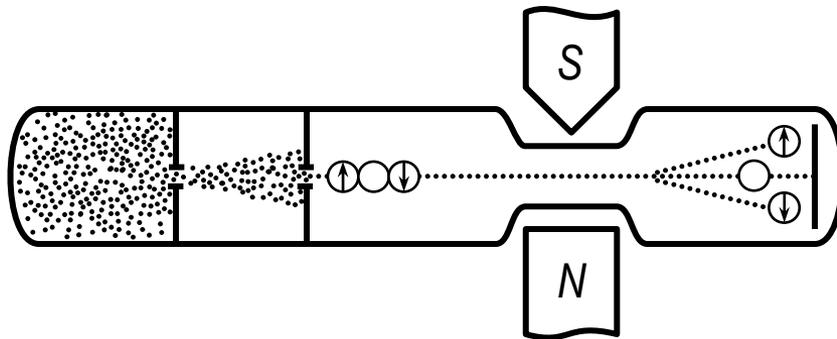
Опыт Штерна-Герлаха

Пропускание параллельного пучка атомов в неоднородном магнитном поле выявляет наличие магнитных моментов у атомов

Из длинной трубы тщательно откачивается воздух. В левом конце создается атомарный газ. Через маленькие отверстия в экранах атомы могут выбраться из левого отсека. Так как имеются две щели, то окончательно на свободу выйдут лишь атомы, движущиеся вдоль оси прибора. Этот параллельный пучок атомов проходит через неоднородное магнитное поле. Как нам известно, на тело, обладающее магнитным моментом \mathbf{M} , в таком поле действует сила

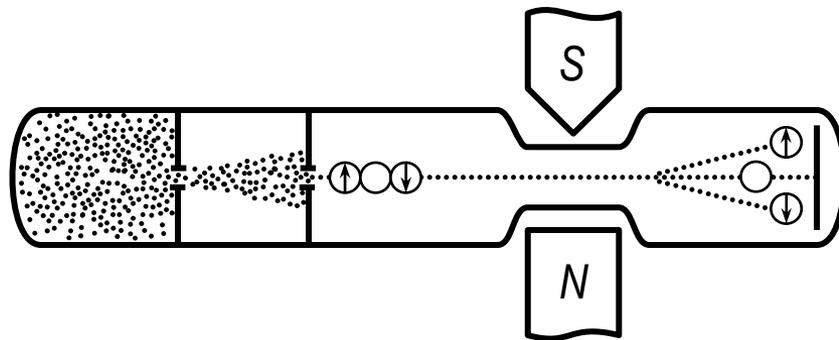
$$M_z \frac{dH}{dy},$$

где $\frac{dH}{dy}$ – градиент поля в направлении, перпендикулярном к атомному пучку, а M_z – проекция магнитного момента на направление градиента. Если магнитный момент перпендикулярен к полю, то сила не действует, если момент направлен вдоль поля, то тело притягивается к одному или другому полюсу в зависимости от того, смотрит вектор \mathbf{M} в северную или южную сторону. Если в атомном пучке содержатся атомы с разными или разно ориентированными магнитными моментами, то пучок атомов размоется: в разные стороны полетят атомы, на которые действуют разные силы f . Пучок атомов падает на пластинку; продолжая опыт, мы всегда можем дождаться такого момента, когда число собравшихся на ней атомов будет достаточным для их обнаружения.



Опыт Штерна-Герлаха

Пропускание параллельного пучка атомов в неоднородном магнитном поле выявляет наличие магнитных моментов у атомов

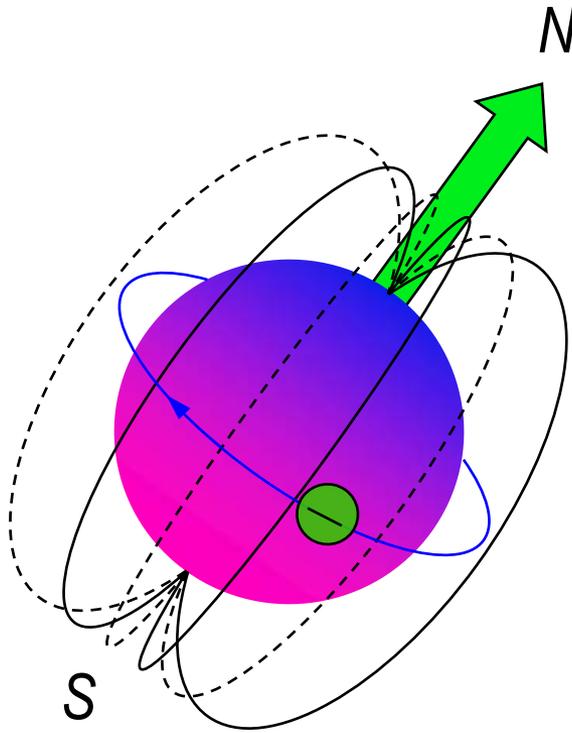


Результаты: в некоторых случаях пучок атомов не расщепляется, в других – разбивается на резкие составляющие. То есть то есть имеются атомы с магнитным моментом, равным нулю, и если магнитный момент есть, то он квантуется (принимает дискретные значения).

Пучок водородных атомов расщепляется на две симметричных компоненты, центрального не отклоненного пучка нет. А ведь у атома водорода имеются только s -электроны, для них $L = 0$ и пучок не должен расщепляться. Это противоречие привело к введению спина электрона.

Спин электрона

Спин e – это собственный магнитный момент \mathbf{M} , связанный с собственным вращательным моментом импульса \mathbf{L} .



$$\mathbf{M}_{\text{сп}} = \frac{e}{mc} \mathbf{L}_{\text{сп}}$$

s – спиновое число = $\pm 1/2$

$$\mathbf{L}_{\text{сп}} = \mathbf{S} \frac{h}{2\pi}$$

Магнитный резонанс

Пусть в постоянное магнитное поле с напряженностью H помещено вещество, содержащее частицы со спиной s и магнитным моментом M . Потенциальная энергия этой частицы в поле есть скалярное произведение $\mathbf{MH} = M_z H$. Согласно общему закону квантовой механики эта энергия может принять лишь дискретный ряд значений, соответственно $2s+1$ возможным ориентациям спина и магнитного момента в пространстве.

Каким же образом можно обнаружить возникшую систему энергетических уровней? Как всегда, по энергетическим переходам.

Правила отбора позволяют лишь переходы между соседними уровнями, отличающимся на единицу в значении s . Пусть, например, в одном состоянии

$$M_z = g\mu s,$$

а в другом –

$$M_z = g\mu (s - 1).$$

Следовательно, разность энергий равна

$$g_2 - g_1 = g\mu H = \nu H.$$

Энергетические уровни будут равноотстоящими.

g – безразмерный множитель, константа

Частоты магнитного резонанса

Вычисленной разности уровней соответствует частота излученного или поглощенного кванта энергии

$$\nu = \frac{g\mu}{h} H.$$

Для электрона

$$\nu = 2,8 \cdot 10^6 H,$$

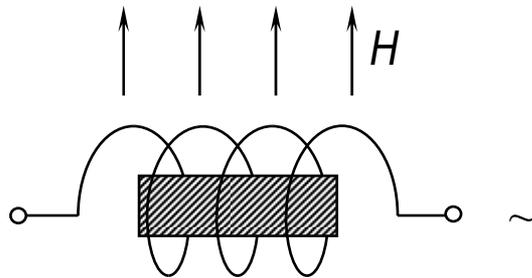
для протона

$$\nu = 3,46 \cdot 10^3 H.$$

Что каждому значению H соответствует своя характеристическая частота, называемая *частотой магнитного резонанса*. Для практически возможного интервала напряженностей поля эти частоты лежат в радиодиапазоне: для ядер – в области коротких и ультракоротких волн, для электронов – в сантиметровой области.

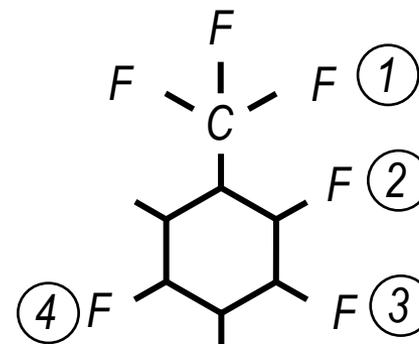
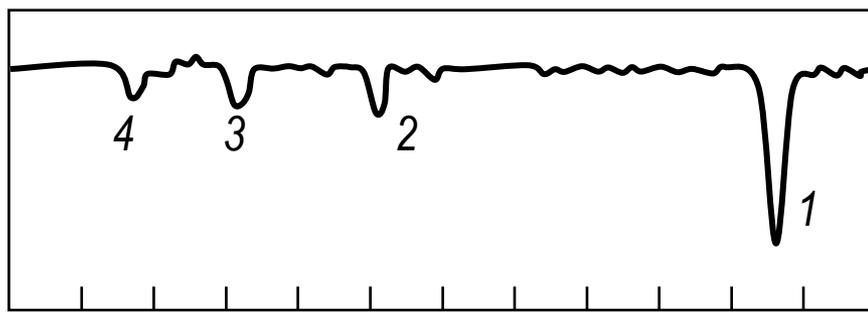
Резонансное поглощение

Опыт и теоретические соображения показывают, что нет практической возможности фиксировать излучение, соответствующее этим частотам. Зато можно с успехом наблюдать резонансное поглощение электромагнитных волн соответствующей длины. Для этого вещество помещают в катушку, присоединенную к генератору высокой частоты, а катушку, помещают в постоянное магнитное поле. Резонанс можно «ловить», либо изменяя напряженность поля при неизменной частоте, либо, напротив, меняя частоты при том же значении H . Магнитный резонанс обладает исключительной остротой. Ширина пика поглощения – величина порядка 0,1 МГц при частоте 460 МГц.



Катушка присоединена к генератору высокой частоты

Пример осциллограммы



Осциллограмма спектра поглощения химического соединения. Это – картина магнитного резонанса ядер фтора. На осциллограмме видны четыре линии, причем одна из них в три раза выше трех других. В молекуле, структурная формула которой дана на рисунке, имеются четыре «разных» атомов фтора. Атомов фтора, входящих в группу CF_3 , в три раза больше, чем других двух «химически разных» атомов. Химический сдвиг разделил резонанс ядер атомов фтора и создал возможность установления структурной формулы этого соединения.

ХИМИЧЕСКИЙ СДВИГ

Магнитный резонанс имеет широкое приложение как метод исследования вещества. Большой интерес имеет обнаружение как электронного резонанса, так и ядерного. Наличие электронов с нескомпенсированными спинами указывает химику на присутствие в веществе так называемых свободных радикалов, позволяет делать выводы о характере химических связей. С помощью ядерного резонанса можно определить химический состав вещества. Однако большое значение имеет следующее обстоятельство. Магнитный резонанс является настолько чувствительным эффектом, что отзывается на «добавку» поля, создаваемого электронной оболочкой атома, к внешнему полю. Оказалось, что характер этого добавочного поля зависит от свойств химической связи данного атома с остальными. Таким образом, резонансные частоты данного атома слегка варьируют в зависимости от его химической связи. Это явление носит название *химического сдвига*.

Магнитно-резонансная томография (МРТ)

Метод представления электромагнитных сигналов, получаемых от тканей и используемый в медицинских установках для получения высококачественных изображений (визуализации) органов человеческого тела.

Магнитно-резонансная томография основывается на резонансном поглощении и испускании энергии тканями в радиочастотном диапазоне электромагнитного спектра.

Визуализация путем учета пространственных вариаций фазы и частоты радиочастотной энергии, поглощенной и испущенной отображаемым объектом.

Преодолено фундаментальное ограничение на разрешение: невозможно увидеть объект, меньше, чем длина волны излучения, используемого для получения изображения.

MPT. История развития



*Феликс
Блох*



*Эдвард
Парселл*



*Ричард
Эрнст*



*Пол
Лотербур*



*Питер
Мансфельд*

1946	Явление ядерного магнитного резонанса Феликс Блох из Стенфордского университета и Эдвард Парселл из Гарвардского университета
1952	Нобелевская премия «За развитие новых методов для точных ядерных магнитных измерений и связанные с этим открытия». Блох и Парселл.
1950	ЯМР развивался и использовался как аналитический инструмент для химического и физического молекулярного анализа.
1960	
1970	
1972	Клинические испытания первого компьютерного томографа, основанного на рентгеновском излучении.

МРТ. История развития



Феликс
Блох



Эдвард
Парселл



Ричард
Эрнст



Пол
Лотербур



Питер
Мансфельд

1973	«Создание изображения с помощью индуцированного локального взаимодействия; примеры на основе магнитного резонанса» (Журнал Nature). Метод обратных проекций Пол Лотербур.
1975	Ричард Эрнст предложил магнитно-резонансную томографию с использованием фазового и частотного кодирования (методы Фурье преобразования используются в МРТ и в настоящее время)
1977	Питер Мэнсфилд усовершенствовал математические алгоритмы получения изображения.
1980	Эдельштейн, используя метод фазового и частотного кодирования, продемонстрировал отображение человеческого тела.
1986	Градиентная эхо-визуализация. Создан ЯМР-микроскоп, с разрешением 10 мкм на образцах размером в 1 см.

МРТ. История развития



Феликс
Блох



Эдвард
Парселл



Ричард
Эрнст



Пол
Лотербур



Питер
Мансфельд

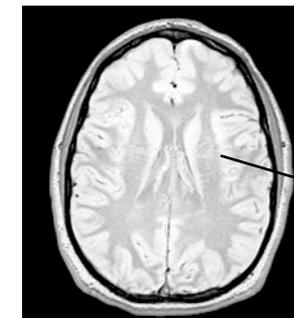
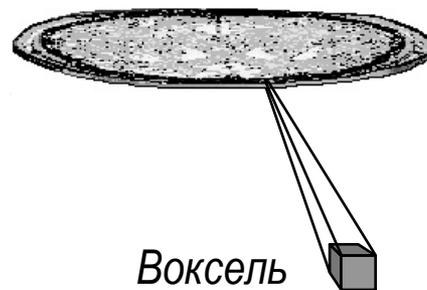
1987	Думоулин – МРТ-ангиография, отображение текущей крови без применения контрастирующих агентов.
1988	Метод планарной томографии. Захват изображения с видеочастотами (30 мс)
1991	Нобелевская премия по химии за достижения в области импульсных ЯМР и МРТ. Ричард Эрнст.
1994	Визуализация гиперполяризованного газа ^{129}Xe , отображение процессов дыхания. Исследователи Нью-Йоркского государственного университета и Стоуни Брок (Принстонский университет) .
2003	Нобелевская премия в области физиологии и медицины за решающий вклад в изобретение и развитие метода магнитной резонансной томографии. Лотербур, Мансфельд.

MPT

- Протоны водорода выравниваются в магнитном поле
- Радиочастотные сигналы передаются и принимаются
- Ионизирующих излучений нет



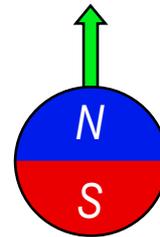
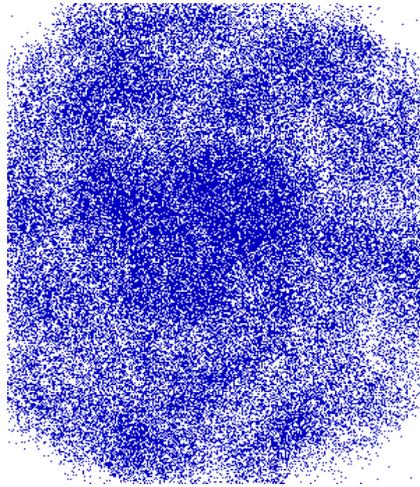
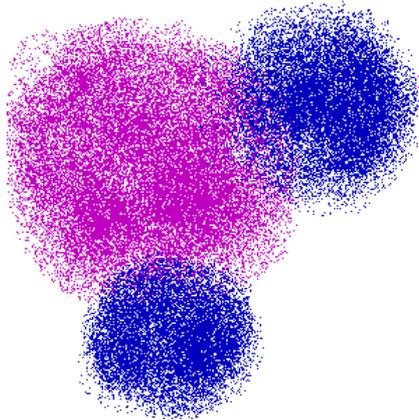
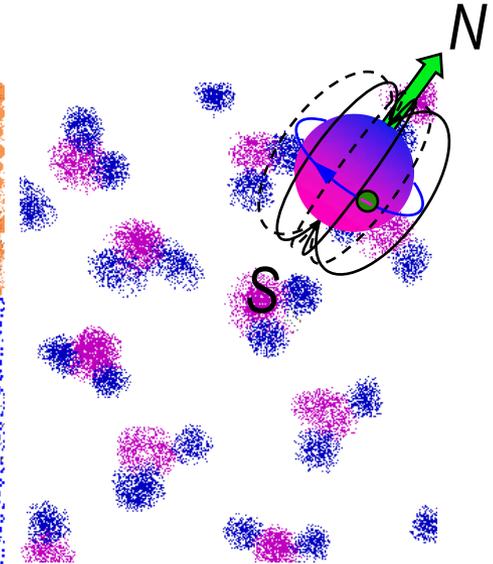
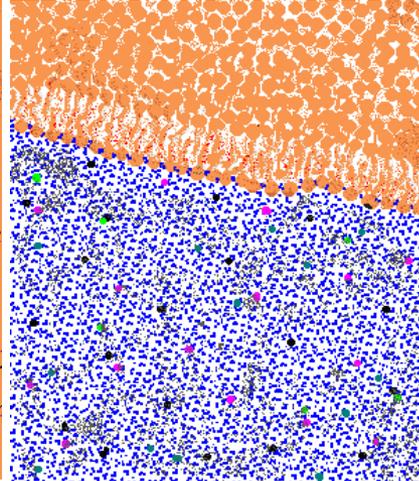
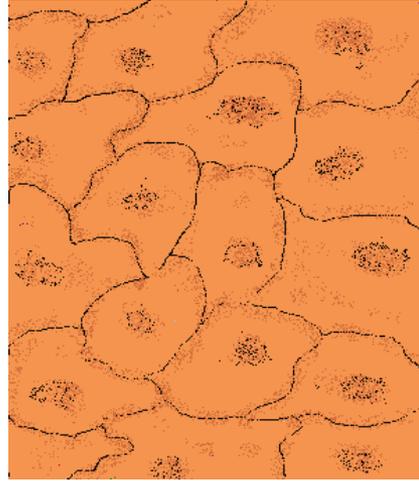
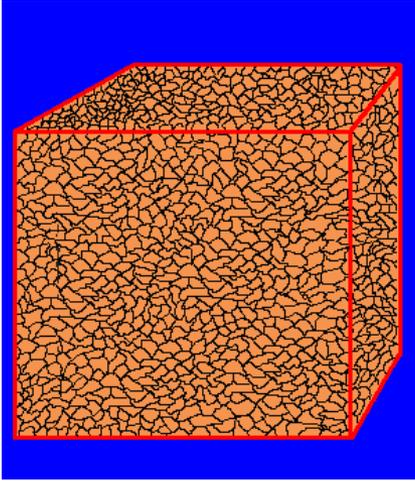
ОСНОВЫ МРТ



Пиксель

Магнитный резонанс является основой метода томографической визуализации (томографического отображения), служащей для получения послойных ЯМР-изображений человеческого тела

Микроскопические свойства тканей, участвующих в формировании МРТ



Основные компоненты тканей человеческого тела — жир и вода. Жир и вода состоят из множества атомов водорода, что делает человеческое тело состоящим на 63% из атомов водорода. Ядро атома водорода испускает ЯМР-сигнал.

Контрольные вопросы



В электромагнитном спектре выделяют два диапазона длин волн, проходящих сквозь тело человека. Назовите их. (Рентгеновское окно – рентгеновское излучение состоящее из тормозного и характеристического излучений. Окно МРТ – радиоволны.)

Кто первым применил методы Фурье-преобразования в МРТ визуализации?
(Ричард Эрнст)

Какие два типа молекул порождают сигналы в МРТ?
(Вода и молекулы жира.)

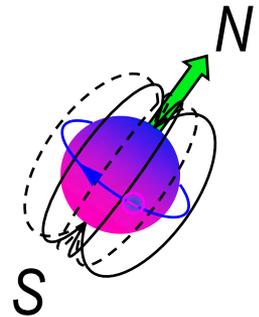
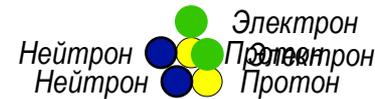
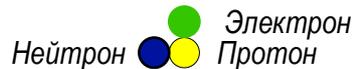
Что понимается под «томографическим изображением»?
(Томографическое изображение – это изображение тонкого среза.)

Как называются малые элементы объема в томографическом изображении?
(Воксели.)

Как называются самый малый информационный элемент изображения?
(Пиксель)

От каких ядер чаще всего принимают резонансные сигналы в МРТ?
(Водород)

Спин



Атом дейтерия (2H), с одним непарным электроном, одним непарным протоном и одним непарным нейтроном имеет общий электронный спин равный $1/2$ и общий ядерный спин равный 1 .

Частицы с противоположным знаком спина могут образовывать пары, которые взаимно компенсируют (уничтожают) заметные проявления спина, например, атом гелия.

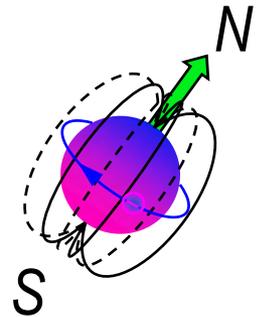
Протоны, электроны и нейтроны обладают спином. Каждый непарный электрон имеет спин равный $1/2$. Каждый непарный протон имеет спин равный $1/2$. Каждый непарный нейтрон имеет спин равный $1/2$.

В ядерном магнитном резонансе значение имеют непарные ядерные спины.

Свойства спина

Частица со спином, помещенная в магнитное поле, напряженностью B , может поглощать фотон, с частотой ν . Частота зависит от гиромагнитного отношения γ для частицы.

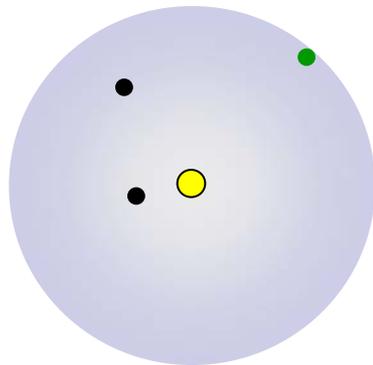
$$\nu = \gamma B$$



Ядра	Непарные протоны	Непарные нейтроны	Суммарный спин	γ (МГц/Тл)
^1H	1	0	1/2	42.58
^2H	1	1	1	6.54
^{31}P	0	1	1/2	17.25
^{23}Na	0	1	3/2	11.27
^{14}N	1	1	1	3.08
^{13}C	0	1	1/2	10.71
^{19}F	0	1	1/2	40.08

Энергетические уровни и атомные колебания

Энергетические уровни – понятие квантовой механики.



Возбужденный уровень

Энергия

$$\Delta E = h\nu$$

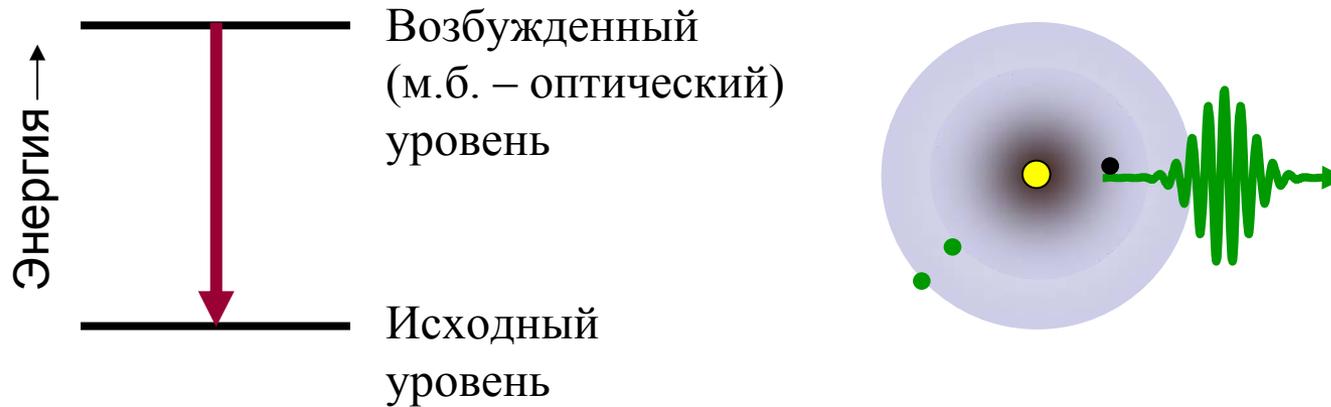
Исходный уровень

Иллюстрация возбужденного состояния в виде колебаний атома с частотой ν .

Часть атомов вещества находится в возбужденном состоянии.

Спонтанное излучение фотонов возбужденным атомом

При переходе атома на нижний энергетический уровень он излучает фотон.



Обычно молекулы сохраняют возбужденное состояние на несколько наносекунд.

Поглощение фотонов атомами и молекулами

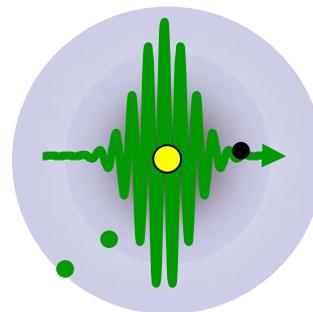
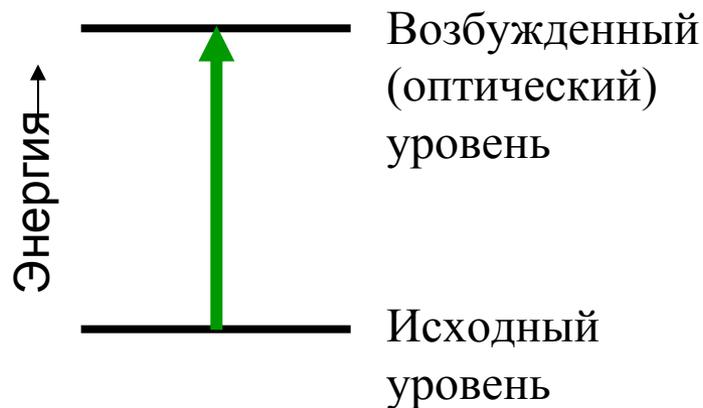
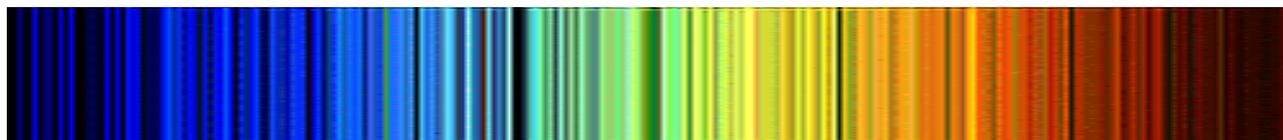
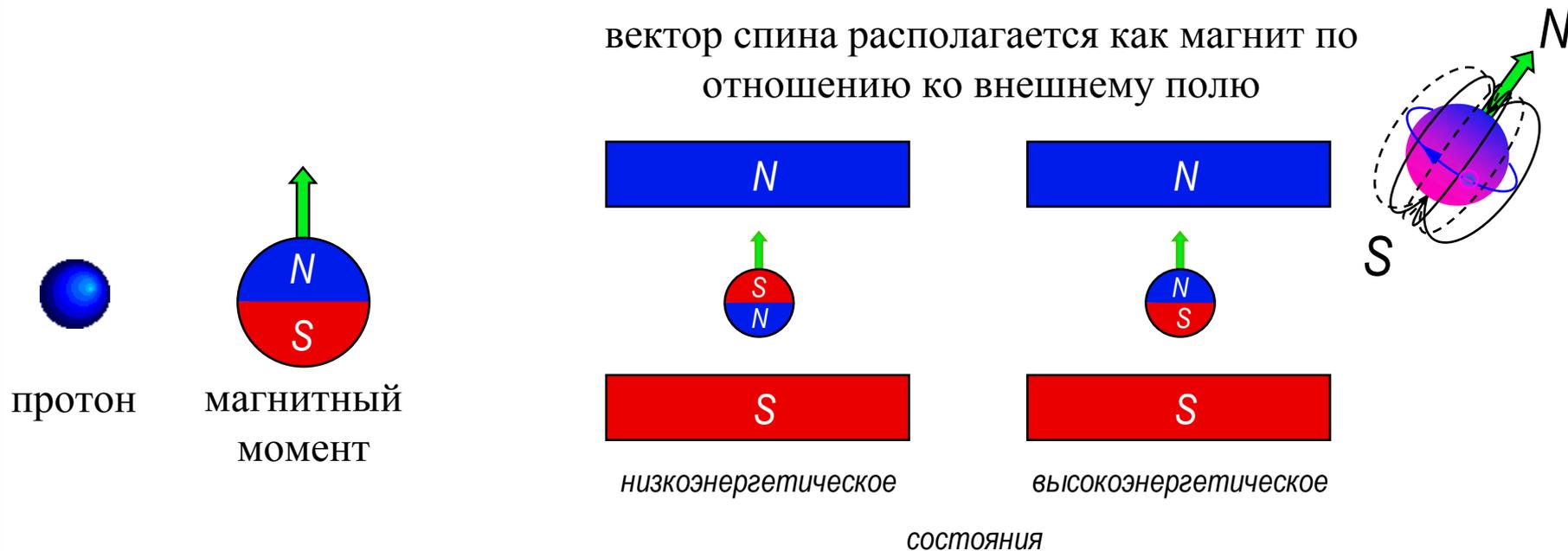


Иллюстрация процесса поглощения.



Характеристическое излучение имеет дискретный (линейчатый) спектр.

Спин. Энергетические уровни. Переходы



Частица (протон) может подвергаться переходу между двумя энергетическими состояниями, поглощая фотон. Частица на нижнем энергетическом уровне поглощает фотон и оказывается на верхнем энергетическом уровне. Энергия данного фотона должна точно соответствовать разнице между этими двумя состояниями.

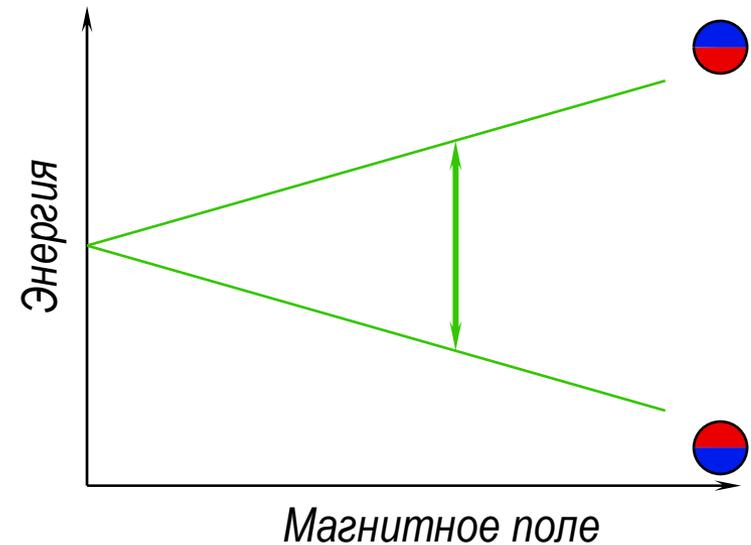
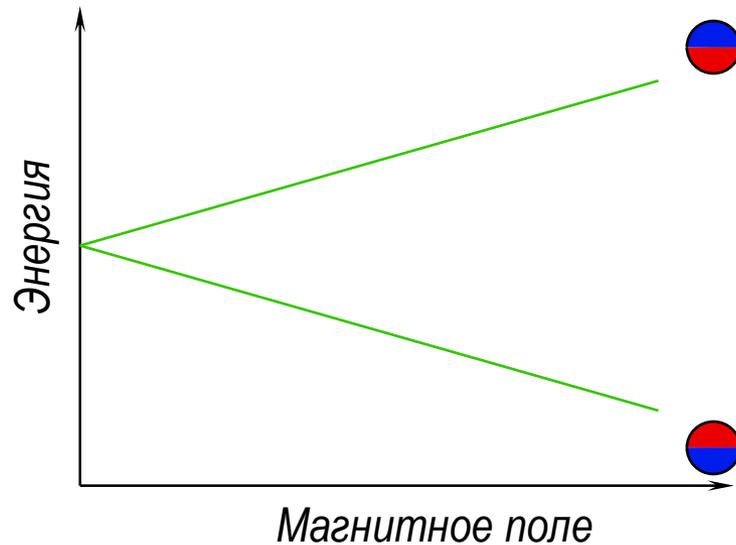
Энергия протона, E , связана с его резонансной частотой, ν , через постоянную Планка

$$(h = 6,626 \times 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с}).$$

$$E = h\nu$$

В ЯМР и МРТ величина ν называется резонансной или частотой Лармора.

Диаграммы энергетических уровней



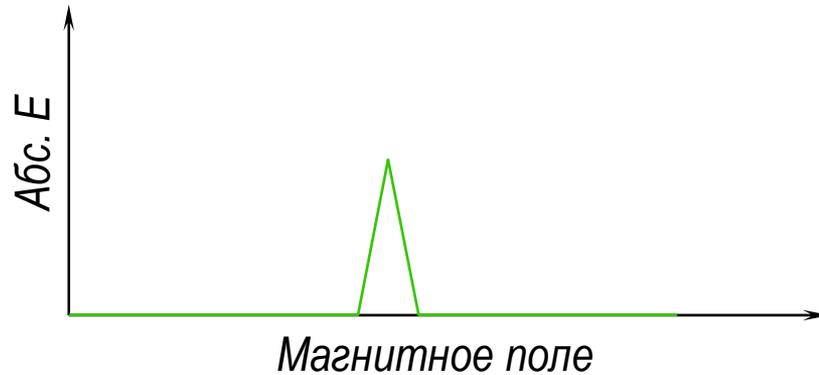
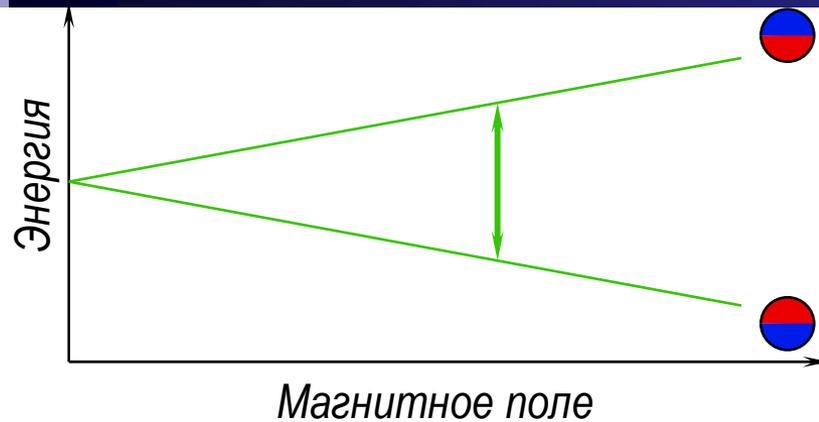
Чтобы вызвать переход между двумя спиновыми состояниями частицы, фотон должен обладать энергией

$$E = h \gamma B$$

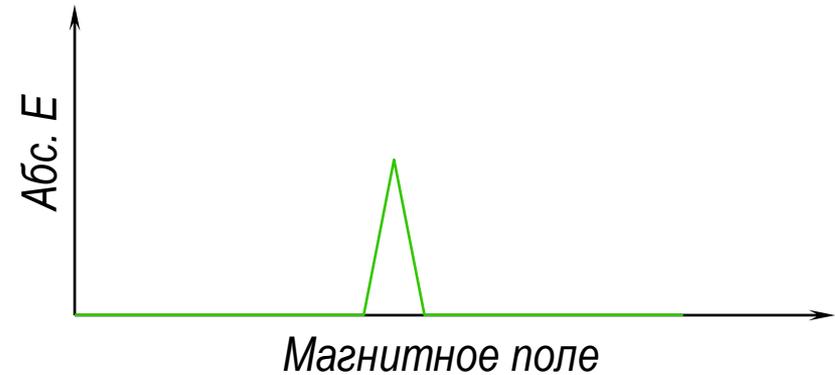
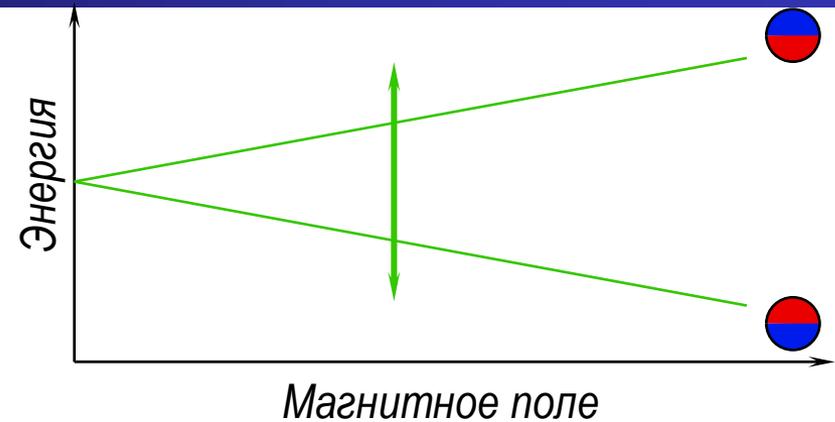
Когда энергия фотона соответствует разнице между двумя состояниями спина, происходит поглощение энергии.

В ЯМР экспериментах частота фотона соответствует радиочастотному (РЧ) диапазону. Для ядер водорода в ЯМР-спектроскопии, частота находится в пределах 60 и 800 МГц. В клинической МРТ для отображения водорода частота как правило находится между 15 и 80 МГц.

Стационарный МР метод (или свип-МР)

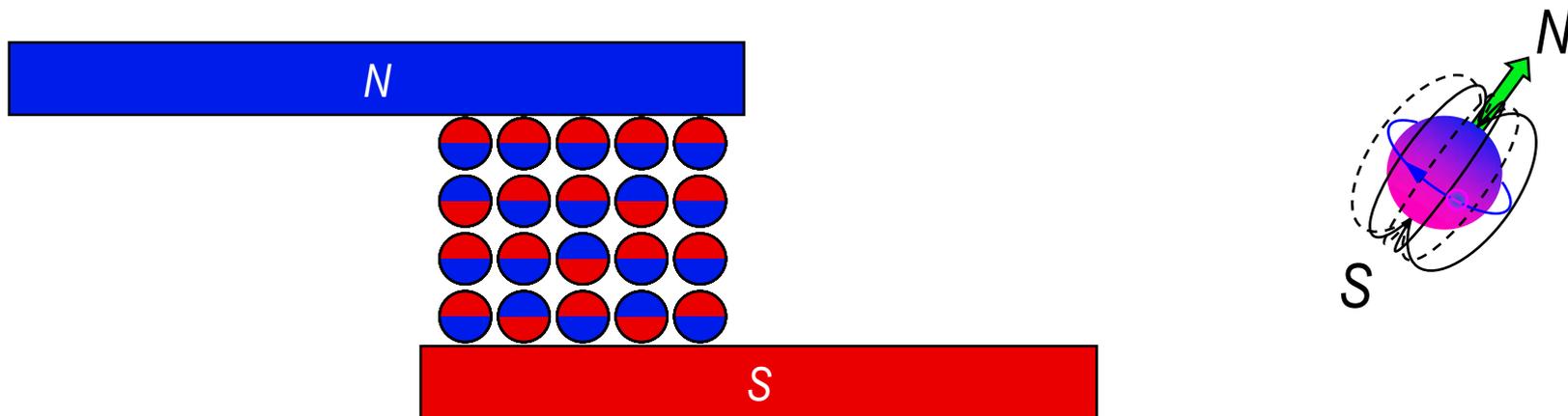


Непрерывное РЧ излучение с постоянной частотой (и энергией фотона) зондирует энергетические спиновые состояния. Энергия фотонов представлена синей линией на диаграмме энергетических уровней. Одновременно магнитное поле варьируется и при возникновении резонанса – энергия поглощается.



Стационарный метод может быть реализован с постоянным магнитным полем, когда варьируется РЧ частота. Величина постоянного магнитного поля представлена положением вертикальной синей линии на диаграмме энергетических уровней.

Статистика Больцмана



Когда несколько спинов помещены в магнитное поле каждый принимает одну из двух возможных ориентаций.

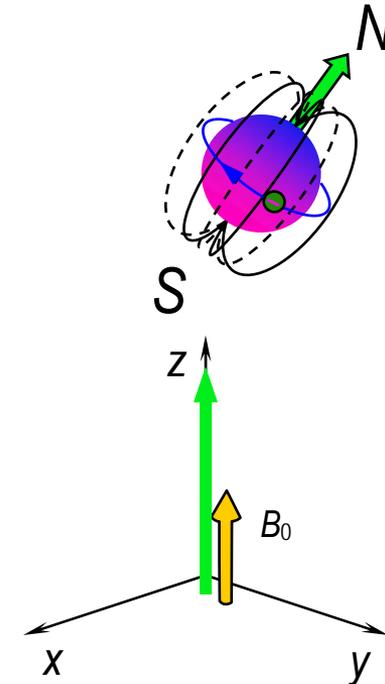
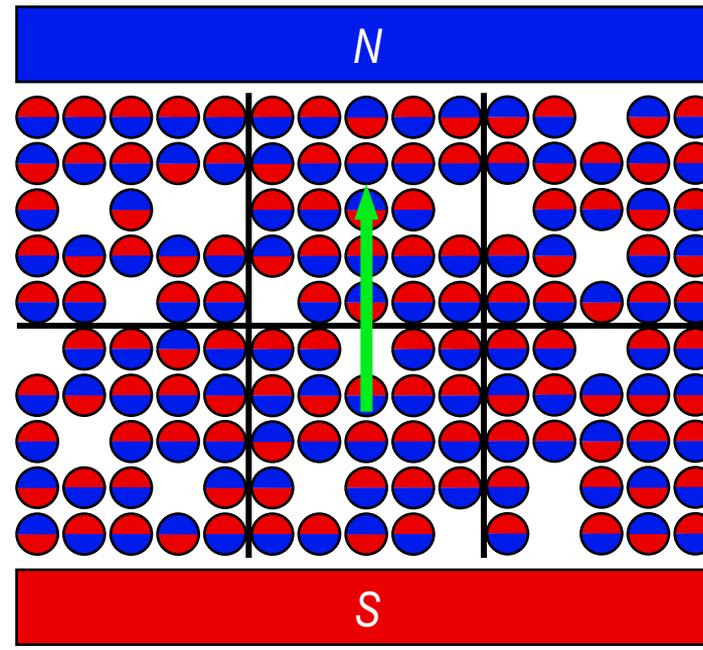
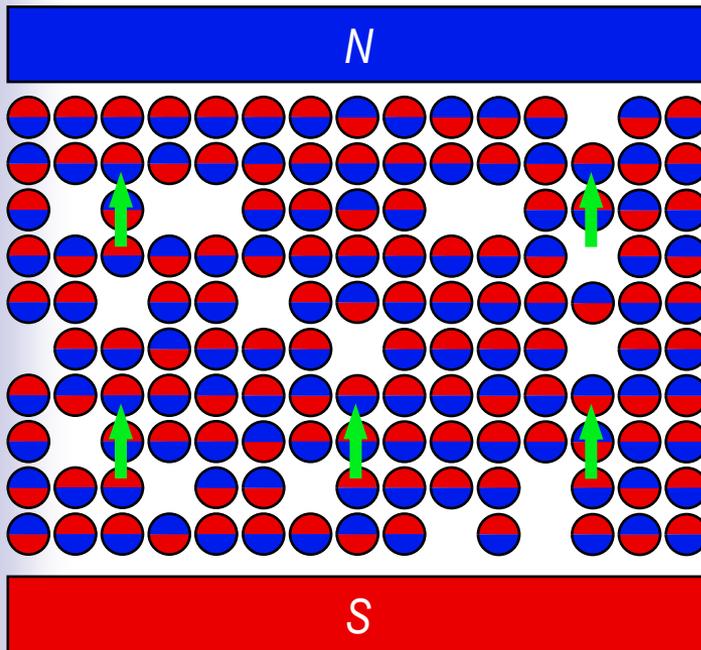
При комнатной температуре количество спинов на нижнем энергетическом уровне, N_- , незначительно превосходит количество на верхнем уровне N_+ . Статистика Больцмана показывает, что

$$N_-/N_+ = \exp(-E/kT).$$

E – разность энергии между спиновыми состояниями, k – постоянная Больцмана ($1,3805 \times 10^{-23}$ Дж/К) и T – абсолютная температура.

Сигнал в ЯМР-спектроскопии получается из разности между энергией, поглощенной спинами, которые подверглись переходу с более низко энергетического уровня на более высокий, и энергией, испускаемой спинами, которые одновременно перешли с более высокого энергетического уровня на более низкий. Сигнал пропорционален разности в заселенностях уровней.

Спиновые пакеты



Макроскопическое описание ЯМР. Спиновый пакет – это группа спинов испытывающих на себе одну и ту же силу магнитного поля. В любой момент времени магнитное поле, соответствующее спидам в каждом спиновом пакете может быть представлено вектором намагниченности. Величина каждого вектора пропорциональна $(N_+ - N_-)$.

Сумма всех векторов намагниченности всех спиновых пакетов является суммарной (общей) намагниченностью.

В общепринятой ЯМР системе координат, внешнее магнитное поле и вектор общей намагниченности направляются вдоль оси Z .

Контрольный вопрос



В большинстве устройств МРТ визуализация производится при величине магнитного поля 1,5 Теслы. Однако некоторые исследования производятся при 4,7 Теслы. Какова резонансная частота для следующих ядер ^1H ; ^{23}Na ; ^{31}P в каждом из магнитных полей?

$$\nu = \gamma B_0$$

где: ν = резонансная частота

γ = гиромагнитное отношение для заданного ядра

B_0 = величина магнитной индукции

		ν (МГц)	
	γ (МГц/Т)	$B_0 = 1,5$ Тл	$B_0 = 4,7$ Тл
^1H	42,58	63,87	200,13
^{23}Na	11,27	16,91	52,97
^{31}P	17,25	25,88	81,08

Контрольный вопрос



Какова энергия фотона, который поглощается ядром ^1H в магнитном поле 1,5 Теслы?
 Как она соотносится с энергией фотона рентгеновского излучения частотой 2×10^{19} Гц?
 Который из двух фотонов будет ионизовать молекулы?

Энергия ионизации типичной органической молекулы составляет $\sim 6 \times 10^{-19}$ Дж.

Дано:

$$B_0 = 1,5 \text{ Тл}$$

$$\gamma = 42,58 \text{ МГц/Тл}$$

Энергия, поглощаемая ^1H :

$$E_{\text{H}} = h\nu$$

$$E_{\text{H}} = h\gamma B_0$$

$$E_{\text{H}} = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с} \times 42,58 \cdot 10^6 \text{ Гц} / \text{Тл} \times 1,5 \text{ Тл}$$

$$E_{\text{H}} = 4,23 \cdot 10^{-26} \text{ Дж}$$

Энергия фотона рентгеновского излучения частотой 2×10^{19} Гц:

$$E_x = h\nu$$

$$E_x = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с} \times 2 \cdot 10^{19} \text{ Гц} = 1,33 \cdot 10^{-14} \text{ Дж}$$

Как соотносятся эти энергии?

$$E_x / E_{\text{H}} = 1,33 \cdot 10^{-14} \text{ Дж} / 4,23 \cdot 10^{-26} \text{ Дж} = 3,14 \cdot 10^{11}$$

Энергия фотона рентгеновского излучения в 10^{11} раз больше чем энергия, поглощаемая ^1H .

Только фотон рентгеновского излучения может ионизовать молекулу.

Магнитный резонанс и прецессия спина

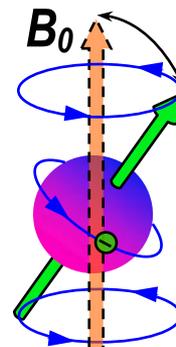
Магнитный резонанс – энергетический переход между уровнями, отличающимися на единицу в значении s_0 , т.е. это изменение z -компоненты магнитного момента M .

Существует связь между магнитным и вращательным моментом импульса:

$$M_{\text{сп}} = \frac{e}{mc} L_{\text{сп}} = \frac{esh}{2\pi mc}$$

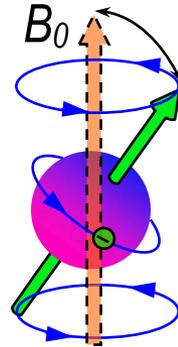
s – спиновое число = $\pm 1/2$

Наглядная механистическая аналогия процесса магнитного резонанса в спиновом пакете с прецессией момента импульса



Магнитный резонанс и прецессия спина

Механистическая аналогия

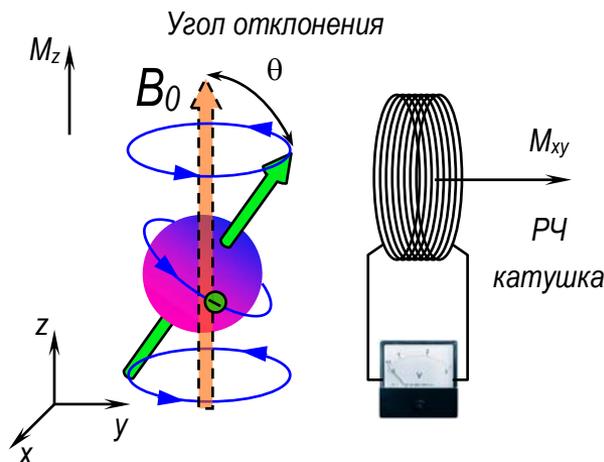


Магнитный момент имеет

- Продольную (вдоль \mathbf{B}_0) компоненту M_z
- Поперечную ($\perp \mathbf{B}_0$) компоненту M_{xy}

Вследствие прецессии M_{xy} гармонически осциллирует

- Наводится индукция в РЧ-катушке
 - Порождается синусоидальный ток ларморовской частоты
 - Амплитуда пропорциональна $M_0 \sin(\theta)$
- Наибольшая индукция наблюдается при угле отклонения 90°



$$M_{xy} = M_0 \sin(\theta) \rightarrow \text{требуемые измерения}$$

Прецессия спина. Системы координат

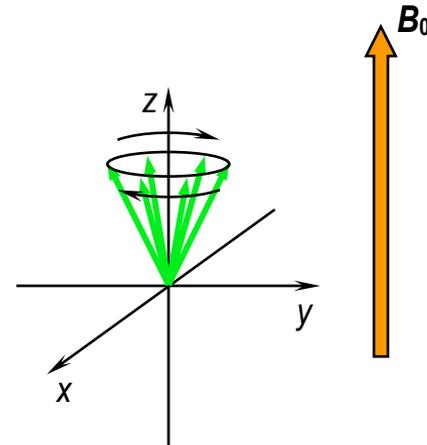
- Используются две системы координат

Лабораторная система – стационарное начало отсчета с точки зрения наблюдателя

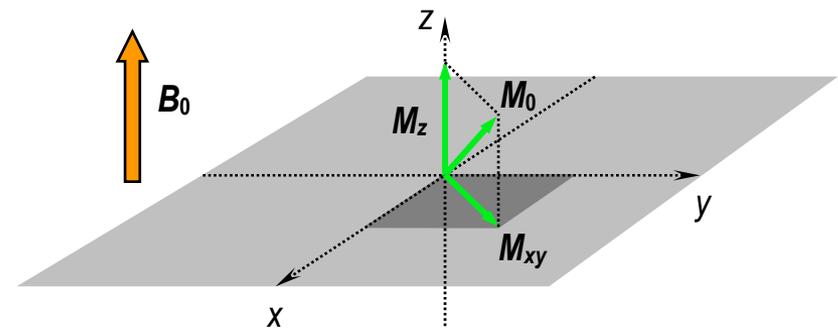
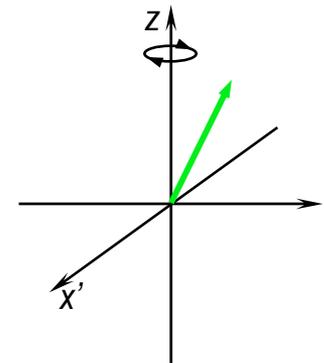
Вращающаяся система координат угловая частота равна Ларморовской частоте прецессии

- Обе системы полезны при объяснении различных взаимодействий
- \mathbf{M}_{xy} – поперечная намагниченность, $\perp \mathbf{B}_0$ (в равновесии = 0)
- В результате приложения РЧ-импульса \mathbf{M}_0 отклоняется к поперечной плоскости x - y на угол θ

Лабораторная система



Вращающаяся система координат

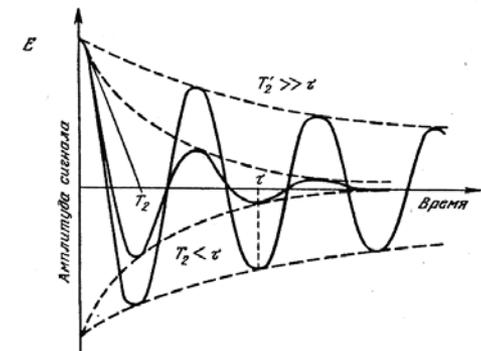
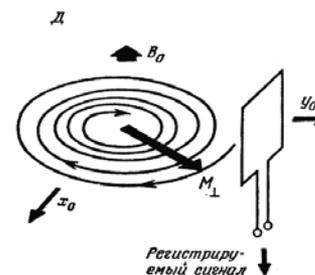
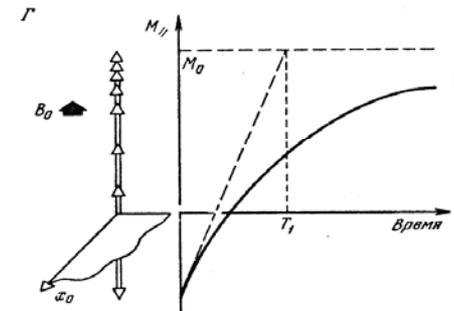
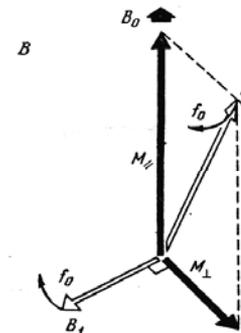
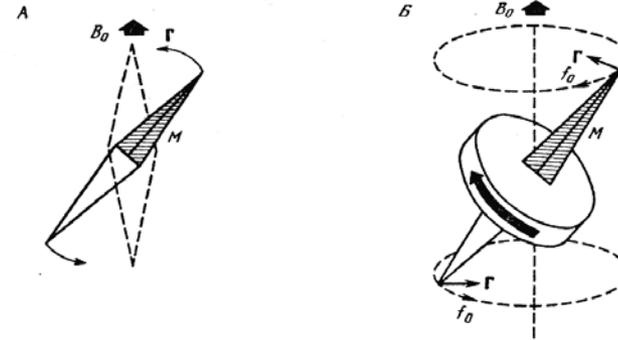


Магнитный резонанс и сигнал ЯМР

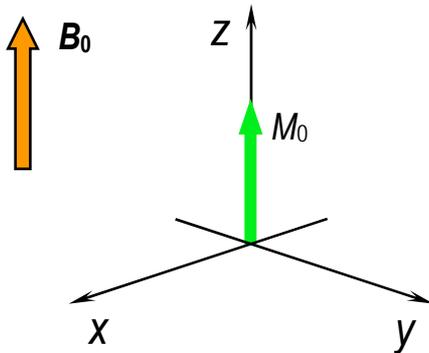
Частота возбуждения совпадает с собственной резонансной частотой системы.

Радиочастотный импульс имеет частоту, совпадающую с частотой прецессии, и направлен перпендикулярно направлению постоянного магнитного поля. Вектор намагниченности отклоняется и возникает ненулевая проекция на плоскость, перпендикулярная направлению B_0 . Вектор \mathbf{M} прецессирует и вектор поперечной намагниченности вращается вокруг направления поля B_0 с ларморовской частотой, создавая в приёмной катушке ток. Этот ток и есть сигнал ЯМР.

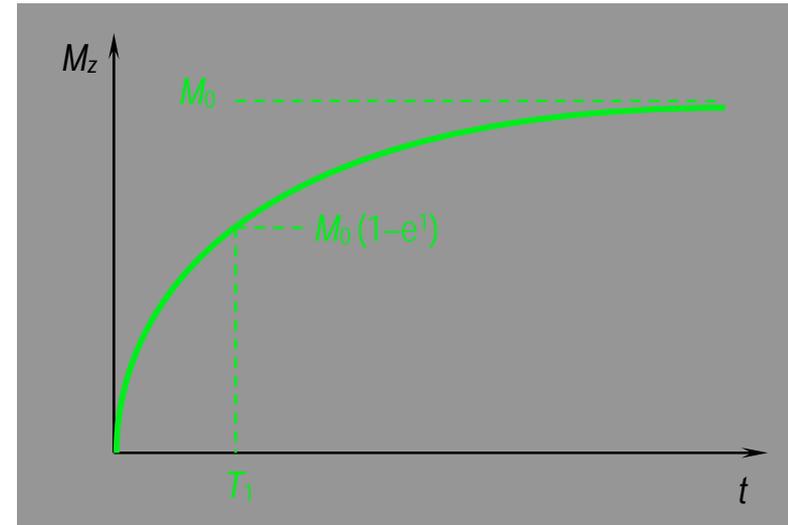
Лабораторная система



T_1 -процессы



РЧ-импульс передал ядерному спину энергию, равную разности энергии между спиновыми состояниями ($M_z = 0$).



Состояние равновесия.

Равновесная намагниченность M_0 .

$T_1 \sim 300 \div 3000$ мсек

Временная константа, описывающая, как M_z возвращается к равновесному значению, называется временем спин-решеточной релаксации (T_1).

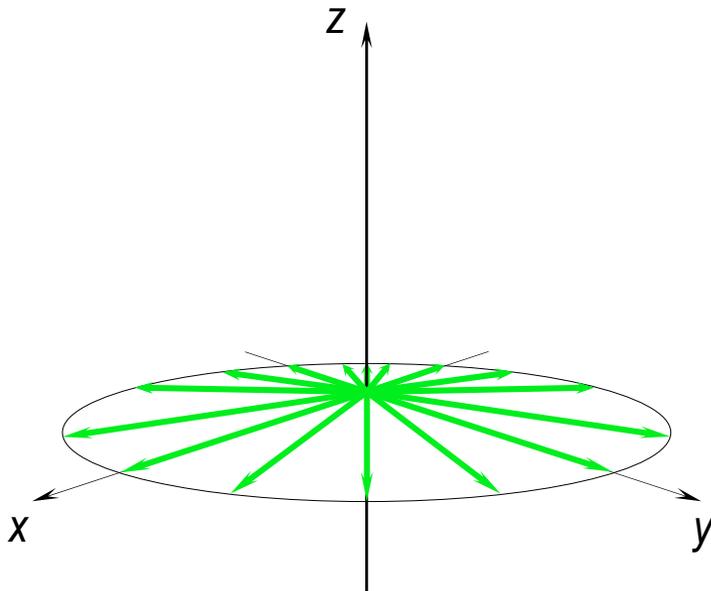
$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

T_1 – время, необходимое для того, чтобы изменить Z -составляющую намагниченности в e раз.

За время T_1 восстанавливается 63% исходной продольной намагниченности.

Прецессия. T_2 -процессы

Лабораторная система

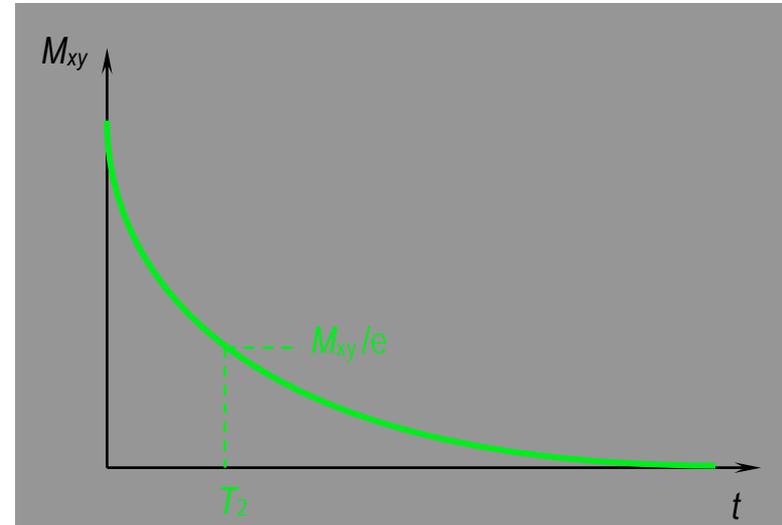
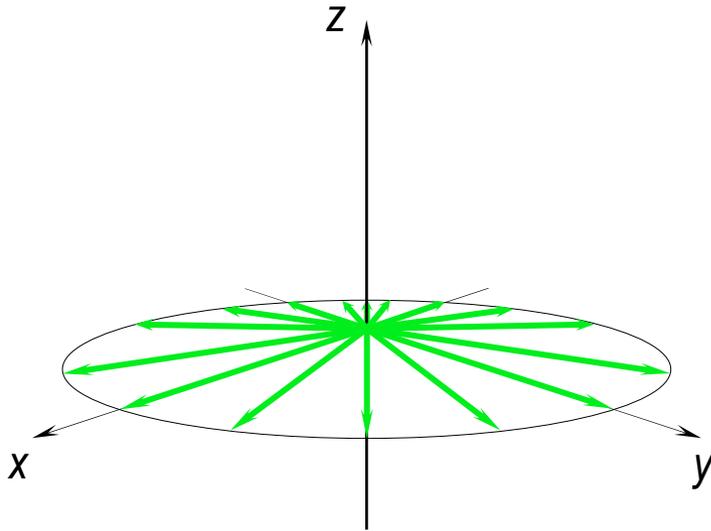


РЧ-импульс передал ядерному спину энергию, равную разности энергии между спиновыми состояниями. ($M_z = 0$). Это 90° -импульс.

Суммарная намагниченность $\{M_{x,y}; M_z = 0\}$ расположена в плоскости XU , она будет вращаться вокруг оси Z с частотой, равной частоте фотона, который вызывает переход между двумя энергетическими уровнями спина. (Частота Лармора.)

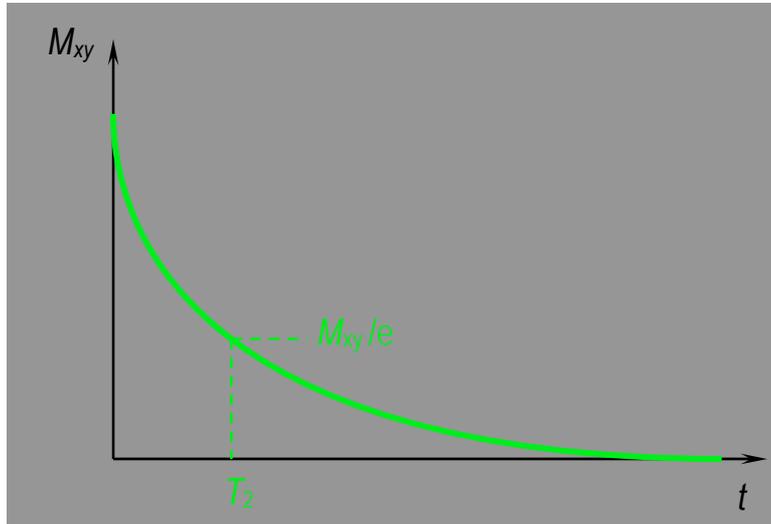
Поперечная релаксация. T_2 -процессы

Лабораторная система



В дополнение к вращению суммарный вектор поперечной намагниченности начинает сдвигаться по фазе (расфазировываться) из-за того, что каждый спиновый пакет испытывает магнитное поле, немного отличающееся от магнитного поля, испытываемого другими пакетами, и вращается со своей собственной частотой Лармора. Чем больше проходит времени, тем больше фазовая разница.

Поперечная релаксация. T_2 -процессы



$$T_2 \sim 30 \div 150 \text{ мсек}$$

Временная константа, описывающая поведение поперечной намагниченности, M_{xy} , называется спин-спиновым временем релаксации, T_2 .

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0) \exp(-t/T_2)$$

T_2 всегда меньше чем T_1 . Суммарная намагниченность в плоскости xy стремится к нулю, и затем продольная намагниченность возрастает до тех пор пока M не будет направлена вдоль z .

T_2 – время, необходимое для того, чтобы xy -составляющая намагниченности уменьшилась в e раз

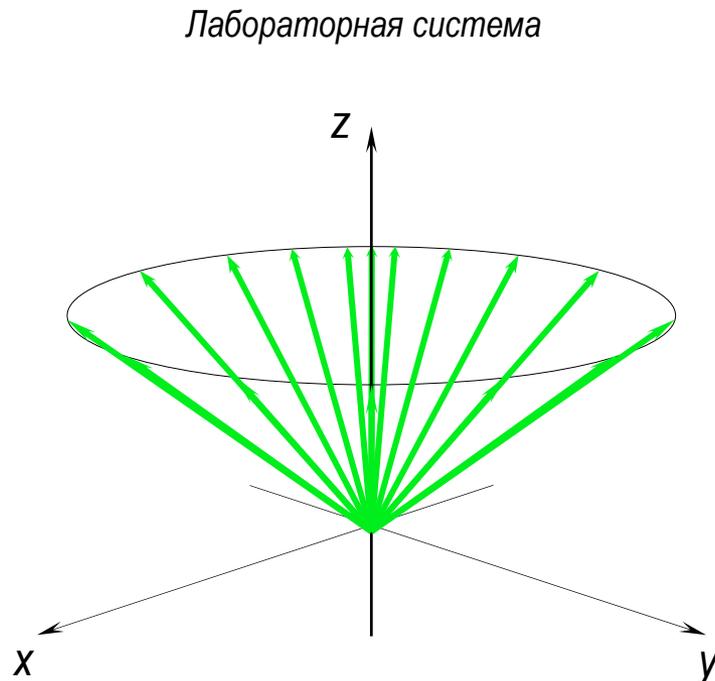
Два фактора приводящие к пространственным вариациям поперечной намагниченности:

- 1) молекулярные взаимодействия (приводят к *чистому* T_2 молекулярному эффекту)
- 2) изменения в \mathbf{B}_0 (приводят эффекту *неоднородности* T_2).

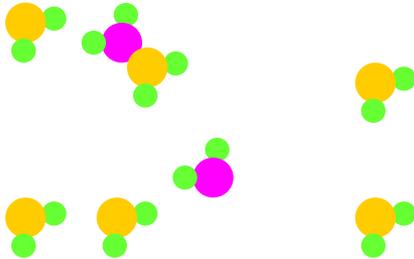
Одновременность процессов T_1 и T_2

Время спин-спиновой релаксации, T_2 , – это время необходимое для уменьшения поперечной намагниченности в e раз. Поперечный компонент вращается вокруг направления намагниченности и расфазировывается. Скорость восстановления продольной намагниченности определяется T_1 .

Для простоты мы рассмотрели T_2 - и T_1 -процессы отдельно (так, на рис. вектора намагниченности полностью заполняли плоскость XU в момент времени, предшествовавший их восстановлению вдоль оси Z). В действительности же, оба процесса происходят одновременно, с тем лишь ограничением, что T_2 меньше или равно T_1 .



Спиновая релаксация



Движения в растворе, вызванные изменяющимися во времени магнитными полями, приводят к спиновой релаксации.

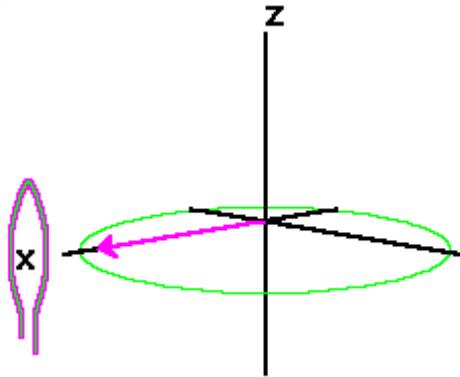
В общем, T_1 обратно пропорционально числу молекулярных движений с частотой Лармора.

Распределение частот вращения зависит от температуры и вязкости раствора. Изменения температуры человеческого тела недостаточны для того, чтобы оказать значимое влияние на T_1 . Плотность же значительно отличается у разных тканей и оказывает влияние на T_1 .

Флуктуирующие поля, которые возмущают энергетические уровни спиновых состояний, вызывают расфазировку поперечной намагниченности. Число молекулярных движений с частотой меньшей или равной частоте Лармора, обратно пропорционально T_2 .

Импульсные магнитные поля

Катушка провода, помещенная вокруг оси X , при пропускании по ней постоянного электрического тока, создаст магнитное поле вдоль оси X . Переменный ток создаст магнитное поле, которое меняется по направлению.



В магнитном резонансе, магнитное поле B_1 , создаётся катушкой при пропускании по ней переменного тока частоты Лармора. Когда переменный ток в катушке включается и выключается, он создает импульсное магнитное поле B_1 вдоль оси X' .

В ответ на этот импульс спины реагируют так, что вектор суммарной намагниченности начинает поворачиваться вокруг направления примененного поля B_1 . Угол отклонения зависит от продолжительности τ наличия поля и его величины B_1 .

$$\theta = 2 \pi \gamma \tau B_1.$$

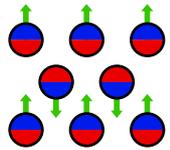
Обычно τ значительно больше, чем T_1 и T_2 .

90°-импульс – это такой импульс, который поворачивает вектор намагниченности на 90° по часовой стрелке вокруг оси X' . 90°-импульс перемещает равновесную намагниченность на ось Y' . В лабораторной системе, равновесная намагниченность по спирали двигается вокруг оси Z на плоскость XY .

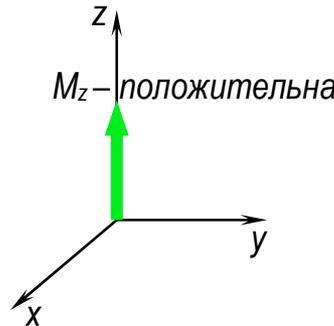
180°-импульс будет отклонять вектор намагниченности на 180° . Этот импульс перемещает равновесную намагниченность вдоль отрицательного направления оси Z .

Виды РЧ-импульсов

M_z – продольная намагниченность

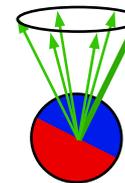


Равновесие : спинов, однонаправленных с B_0 , больше, чем обратноразрушенных

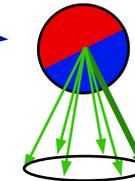


Резонансная частота 42,58 МГц / Тл

РЧ-импульс
↓
Угол отклонения:

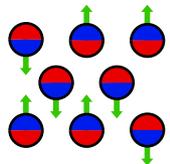


РЧ-импульс (поле B_1)

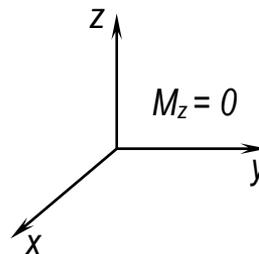


0°

B_0

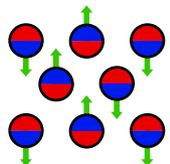


Равное количество однонаправленных и обратноразрушенных спинов

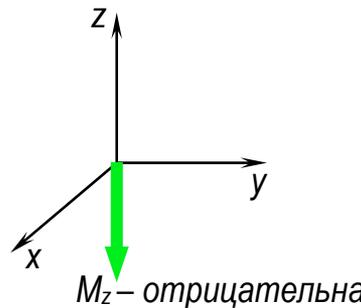


Во время действия B_1 поле возрастает

90°



Обратноразрушенных с B_0 спинов больше, чем однонаправленных



Возбужденные спины занимают противоположно направленные энергетические уровни

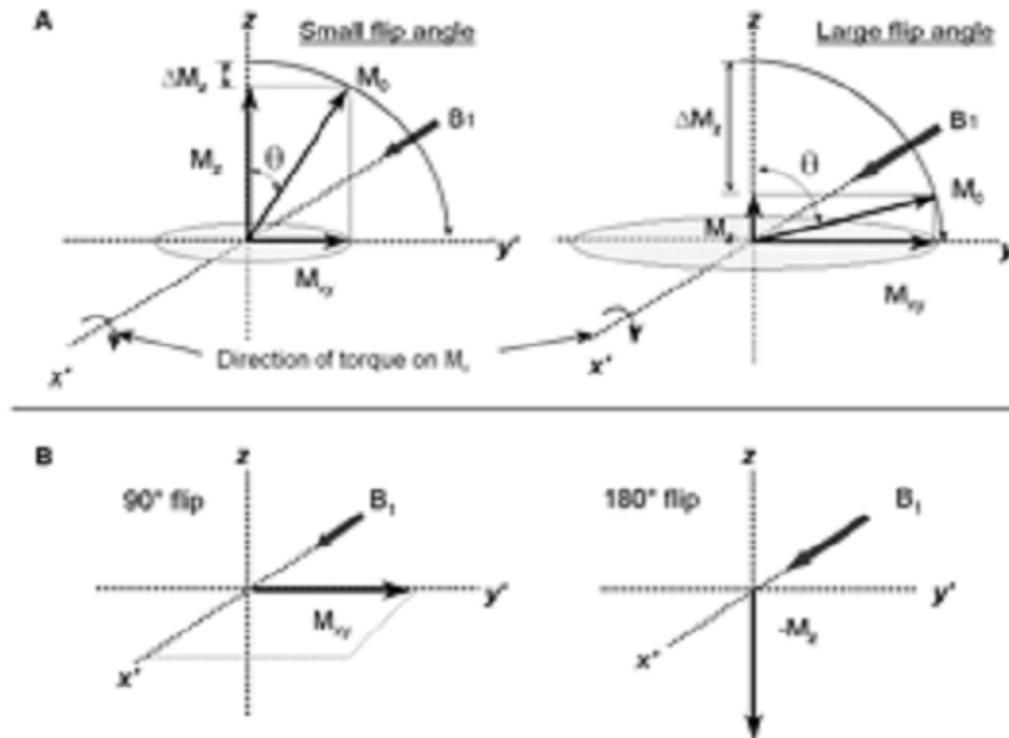
180°

$$\theta \sim \gamma \tau B_1$$

τ – продолжительность импульса

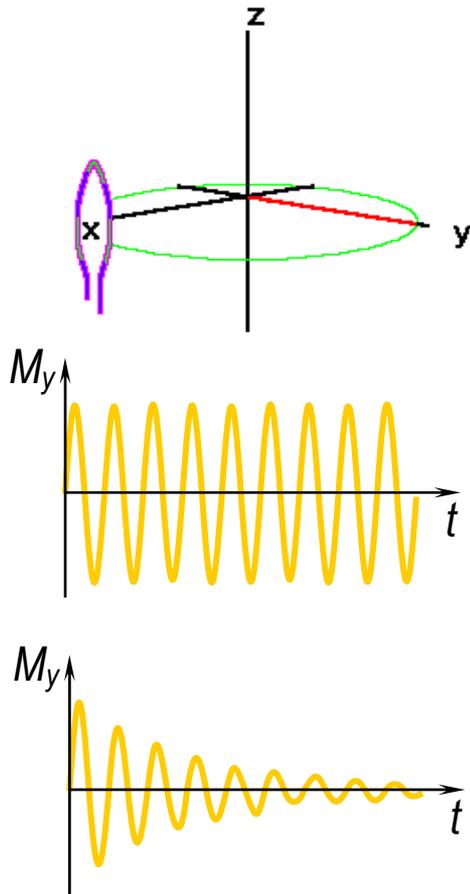
Виды РЧ-импульсов

- Требуемое время 10 – 100 мксек
- 90° импульс порождает наибольшую M_{xy} и наибольший сигнал
- Для углов отклонения $< 90^\circ$
 - меньшая компонента M_{xy} и меньше величина сигнала
 - меньше времени требуется на восстановление M_z
- Малые углы отклонения θ чрезвычайно важны в быстром МРТ сканировании



Спад свободной индукции (FID):

Лабораторная система



90° импульс согласовывает фазы для всех ядер (M_{xy})

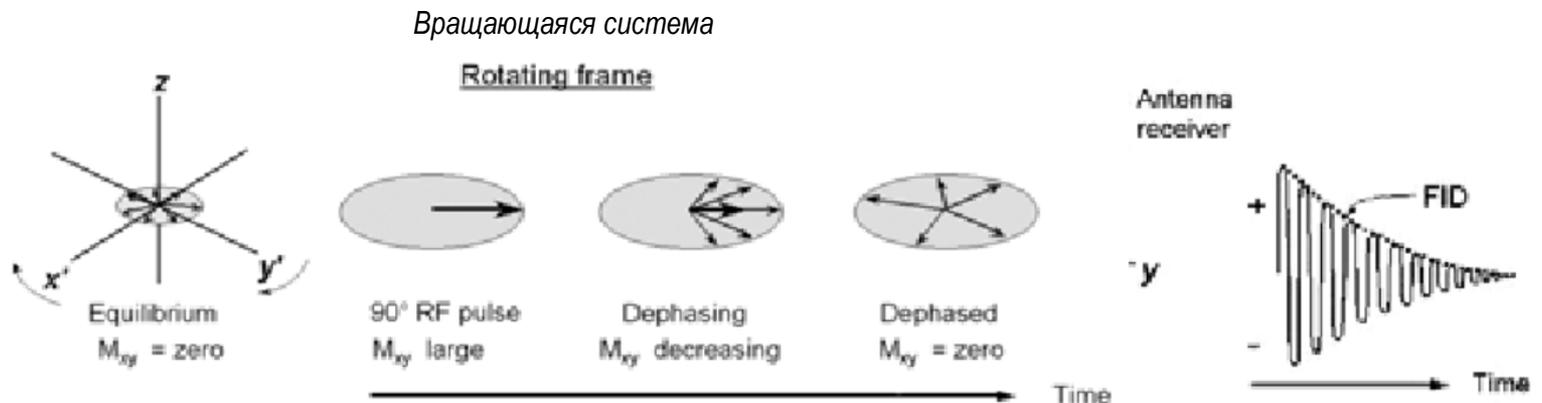
Во время вращения вокруг оси Z , поперечная намагниченность M_{xy} индуцирует ток в катушке провода, расположенной вокруг оси X . Построив зависимость тока от времени, получим синусную кривую. Из-за расфазировок спиновых пакетов, эта кривая будет затухать. Такой сигнал называется спадом свободной индукции (FID – free induction decay).

Спад свободной индукции (FID): T_2 и T_2^* -релаксация

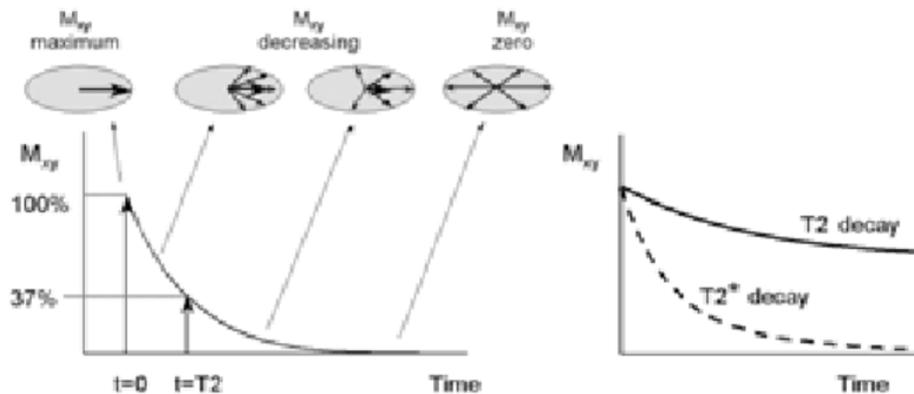
Затухание FID-сигнала обуславливается расфазировкой спинов из-за микро вариаций магнитного поля внутри образца. Это спин-спиновое взаимодействие определяет время релаксации T_2 .

T_2 – время, необходимое для того, чтобы уменьшить ху-составляющую намагниченности в e раз до 37% от пикового уровня.

T_2 релаксация почти не подвержена влиянию B_0 .



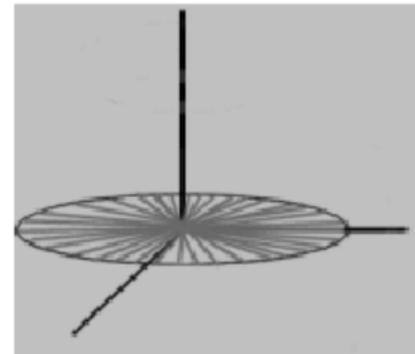
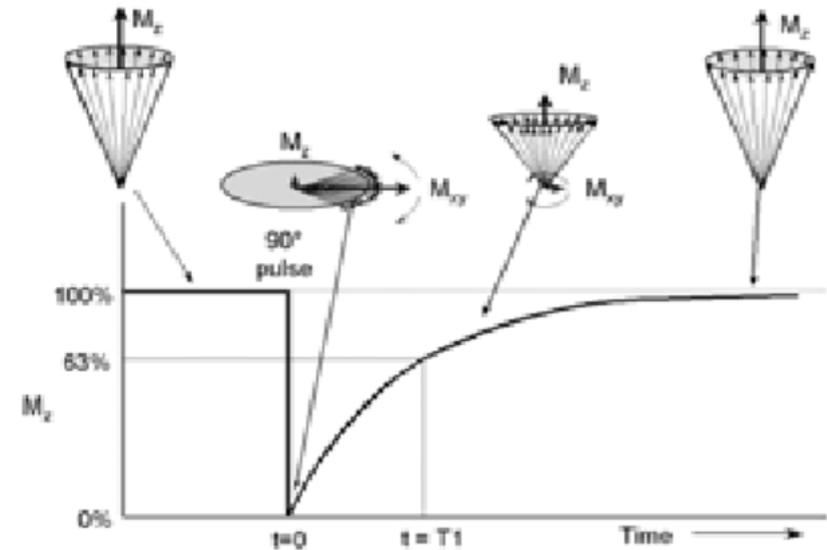
Спад свободной индукции (FID): T_2 и T_2^* -релаксация



- Механизм T_2 релаксации определяется молекулярными структурами образца
- Большие, стационарные (малоподвижные) структуры (например, ткани) дают короткое T_2
- Подвижные молекулы демонстрируют длинное T_2 т.к. быстрые молекулярные движения уменьшают внутренние неоднородности В.
- Неоднородности B_0 и контрастирующие материалы ускоряют дефазировку, и определяют время релаксации T_2^* .

T_1 -релаксация

- Расфазировка спинов (T_2 и T_2^* релаксация) происходит относительно быстро
- Восстановление M_z до M_0 (до равновесия) требует больше времени
- Возбужденные спины отдают энергию локальному окружению (решетке). Это спин-решеточное взаимодействие определяет время релаксации T_1 .
- За время T_1 восстанавливается 63% исходной продольной намагниченности .
- После времени $t = 5T_1$, M приходит в равновесное положение и $M_z(t) \cong M_0$.

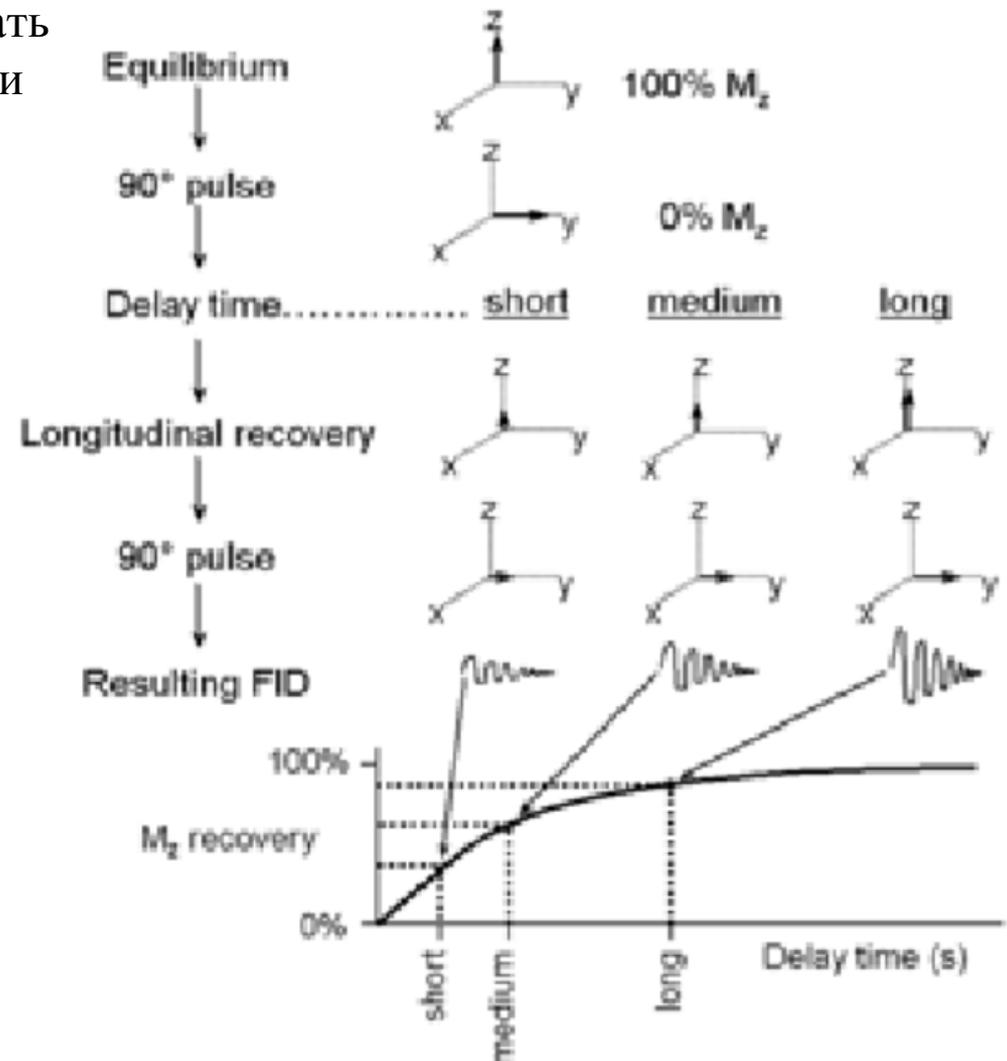


Восстановление равновесия: T_1 -релаксация

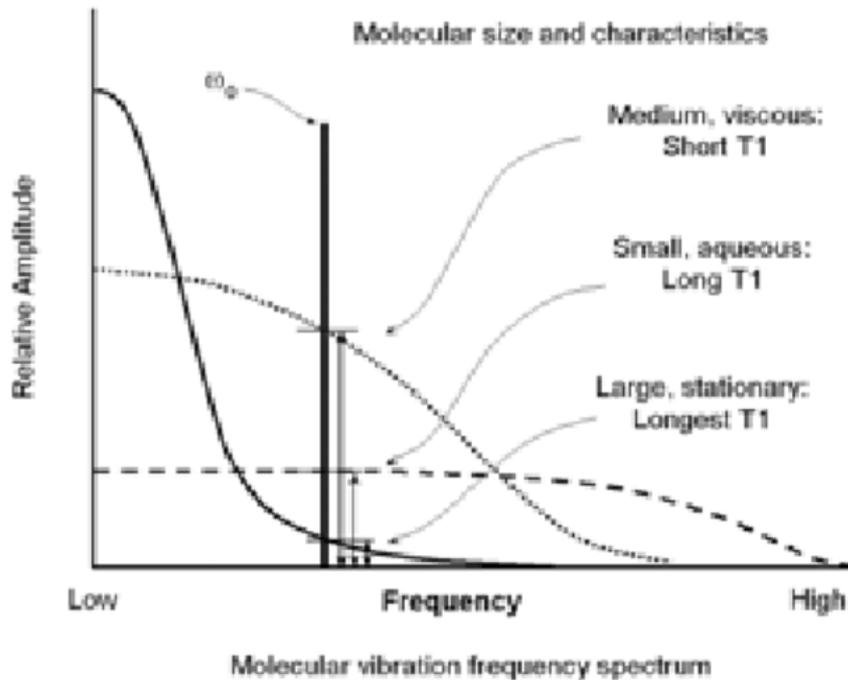
- Способ нахождения T_1 : использовать различия в Δt между 90° -импульсами и оценить T_1 путем подгонки (фитинга) кривой к функции

$$M_z(t) = M_0 \left[1 - e^{-(t/T_1)} \right]$$

- Рассеяние поглощенной энергии в решетке (T_1) меняется главным образом в зависимости от структуры ткани и патологии.
- Передача энергии наиболее эффективна, когда частота прецессии возбужденных ядер близка к частотам колебаний решетки (перекрывается с ними).



Восстановление равновесия: T_1 -релаксация



- Большие, медленно двигающиеся молекулы – это низкая частота колебаний (очень малое перекрытие с $\nu_{\text{Лармора}}$: длинное T_1)
- Молекулы среднего размера (например, липиды, белки и жир) и вязкие жидкости – это низкая и средняя частота колебаний (большое перекрытие: короткое T_1)
- Малые молекулы – это низкие, средние и высокие частоты (малое перекрытие с $\nu_{\text{Лармора}}$: длинное T_1)
- T_1 : мягкие ткани и жидкие субстанции
- T_1 релаксация \uparrow по мере того как $B_0 \uparrow$
- Контрастные агенты: приемники спин – решеточных колебаний.

Сравнение T_1 и T_2

- $T_1 > T_2 > T_2^*$ (T_2 в 4 ÷ 10 раз короче, чем T_1)
- Малые молекулы: длинное T_1 и длинное T_2 (например, спинномозговая жидкость (CSF), вода)
- Средние молекулы: короткое T_1 и короткое T_2 (большинство тканей)
- Большие/связанные молекулы: длинное T_1 и короткое T_2
- Разница величин T_1 и T_2 , а также плотностей спинов (ρ) в большей степени обуславливают контраст в МРТ и используются для диагностики патологических состояний

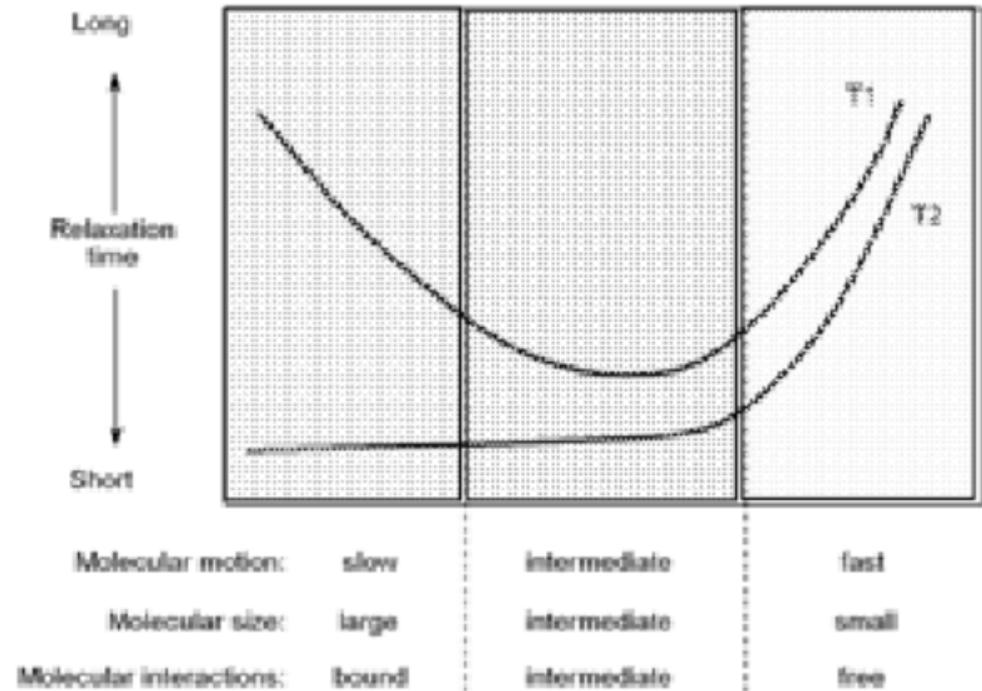


TABLE 14-4. T1 AND T2 RELAXATION CONSTANTS FOR SEVERAL TISSUES*

Tissue	T1, 0.5 T (msec)	T1, 1.5 T (msec)	T2 (msec)
Fat	210	260	80
Liver	350	500	40
Muscle	550	870	45
White matter	500	780	90
Gray matter	650	900	100
Cerebrospinal fluid	1,800	2,400	160

*Estimates only, as reported values for T1 and T2 span a wide range.

Контрольный вопрос



Образец имеет $T_1=1,0$ ск. Пусть намагниченность M установлена равной 0. Сколько времени потребуется на восстановление 98% от равновесного значения M_0 ?

Дано:

$$T_1 = 1,0 \text{ сек}$$

Уравнение для изменения намагниченности во времени:

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1}).$$

Когда $M_z(t) / M_0 = 98\%$:

$$0,98 = M_z(t) / M_0 = (1 - e^{-t/T_1})$$

$$0,98 = 1 - e^{-t/T_1}$$

$$1 - 0,98 = e^{-t/T_1}$$

$$\ln(0,02) = -t/T_1$$

$$-T_1 \cdot \ln(0,02) = t$$

$$-1,0 \text{ сек} \cdot \ln(0,02) = \boxed{3,9 \text{ сек} = t}$$

Контрольный вопрос



Образец имеет $T_2 = 100$ мсек.

Сколько времени потребуется, чтобы поперечная намагниченность уменьшилась до 37% от первоначальной величины?

Дано: $T_2 = 100$ мсек..

Уравнение, описывающее релаксацию поперечной намагниченности во времени:

$$M_{xy}(t) = M_{xy0} e^{-t/T_2}$$

Когда поперечная намагниченность упадет до 37% от стартового значения

$$0,37 = \frac{M_{xy}(t)}{M_{xy0}} = e^{-t/T_2}$$

$$\ln(0,37) = -t/T_2$$

$$-T_2 \cdot \ln(0,37) = t$$

$$-100 \text{ мсек} \cdot \ln(0,37) = \boxed{99,4 \text{ мсек} = t}$$

Контрольный вопрос



Образец имеет $T_1 = 0,8$ сек. Пусть намагниченность M установлена равной 0 и затем – свободно восстанавливается до равновесного значения. Какая доля равновесной намагниченности будет достигнута через 1 сек?

Образец имеет $T_2 = 50$ мсек. Намагниченность поворачивается в xy -плоскость и затем – релаксирует. Какая доля поперечной намагниченности будет присутствовать через 20 мсек от начала релаксации?

Контрольные вопросы с вариантами ОТВЕТОВ

1. В МРТ чистая вода будет иметь _____ T_1 и _____ T_2 :

- A. Длинное, длинное.
- B. Длинное, короткое.
- C. Короткое, длинное.
- D. Короткое, короткое.



2. В МРТ контраст создается всем нижеперечисленным, за исключением:

- A. Использования контрастирующих агентов.
- B. Разницы в атомных номерах.
- C. Разницы в содержании водорода.
- D. Разницы в T_1 временах тканей.
- E. Разницы в T_2 временах тканей.



3. В биологических тканях времена релаксации упорядочены следующим образом:

- A. $T_1 < T_2 < T_2^*$
- B. $T_1 < T_2^* < T_2$
- C. $T_2^* < T_2 < T_1$
- D. $T_2 < T_2^* < T_1$
- E. $T_2 < T_1 < T_2^*$



Импульсная последовательность

Набор РЧ импульсов, направленных на исследуемый объект для получения ЯМР-сигнала характерной формы, называется импульсной последовательностью.



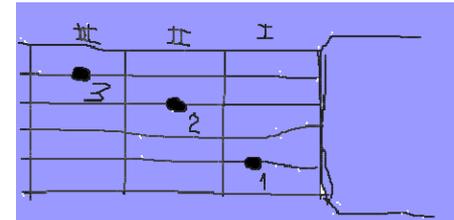
Основные импульсные последовательности:

90-FID

Спин-эхо (SE)

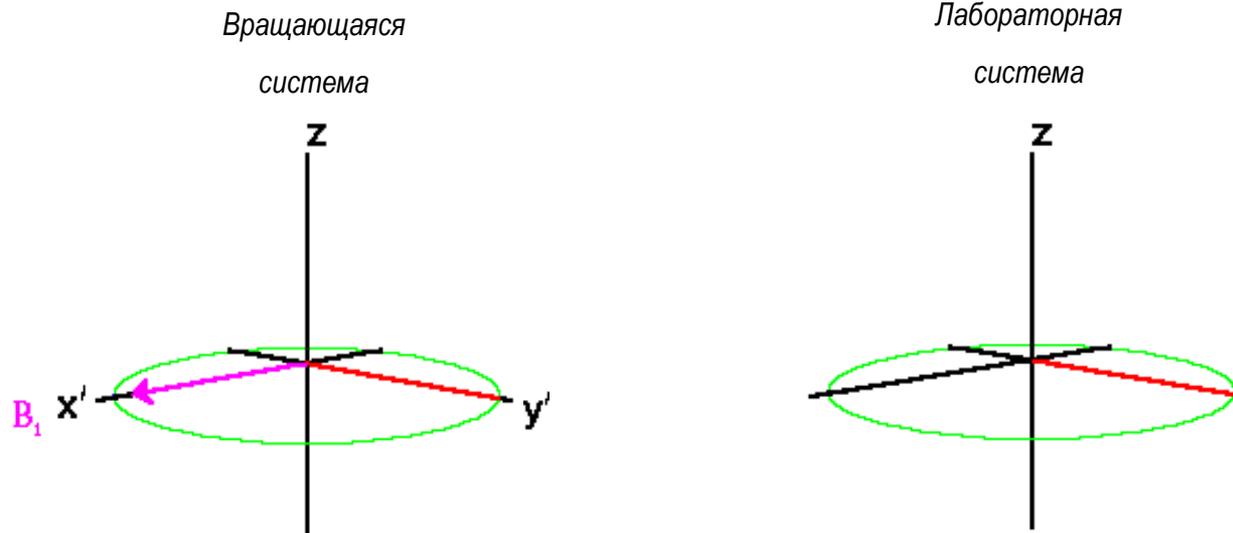
Инверсия – восстановление (IR)

Эхо, порожденное градиентом (GRE)



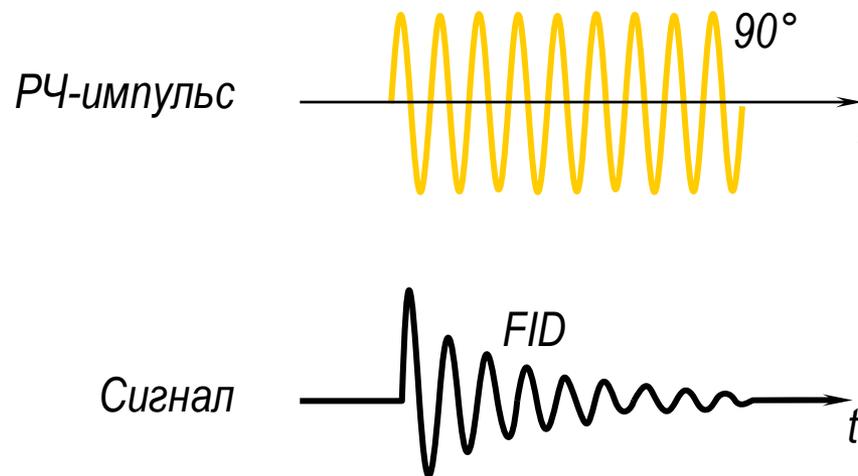
Выбор импульсной последовательности для подчеркивания контраста изображения, зависящего от ρ , T_1 и T_2 – это контраст визуализаций с помощью уровней серого

90-FID последовательность



В 90-FID последовательности импульсов суммарная намагниченность поворачивается на плоскость $X'Y'$ вследствие 90° -импульса. Вектор суммарной намагниченности начинает прецессировать вокруг положительного направления оси Z и релаксирует во времени.

90-FID Временная диаграмма



Временной диаграммой является график импульсной последовательности на нескольких координатных осях по времени. Временной диаграммой для 90-FID импульсной последовательности являются графики РЧ энергии по времени и график сигнала по времени

90-FID Уравнение сигнала

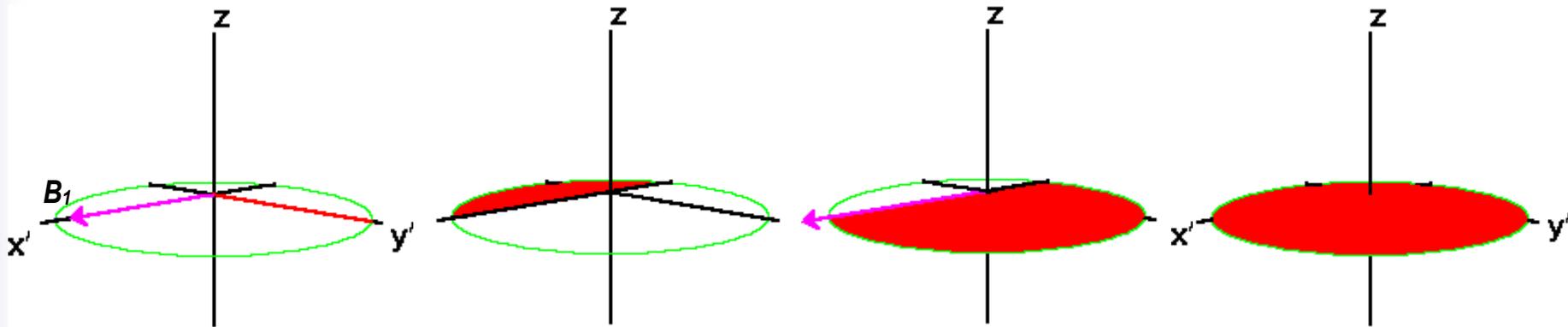
Последовательность повторяется, если, например, необходимо улучшить отношение сигнал-шум после преобразования Фурье. Амплитуда сигнала (S) будет зависеть от T_1 и от времени между повторениями, называемое временем повторения (T_R) последовательности.

k – коэффициент пропорциональности.

ρ – плотность спинов в ткани.

$$S = k \rho (1 - e^{-T_R/T_1})$$

Спин-эхо последовательность



90°-импульс, применяется к спиновой системе первым, и поворачивает намагниченность на плоскость X'Y'.

Поперечная намагниченность начинает расфазировываться

Применяется 180°-импульс. Этот импульс поворачивает намагниченность на 180° вокруг оси X'

180°-импульс частично восстанавливает намагниченность по фазе и заставляет ее испускать сигнал, называемый эхом.

Спин-эхо (SE) последовательность

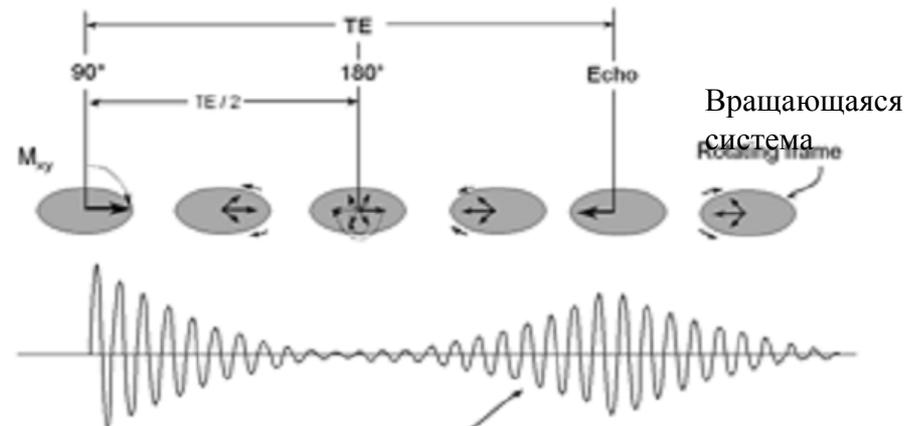
Первоначальный 90° импульс ($t=0$) \rightarrow Максимальное M_y и согласованность фаз

FID экспоненциально затухает со временем релаксации T_2^*

В момент времени $t=T_E/2$ прикладывается 180° импульс \rightarrow инверсия (переворот) спинов

Перефазировка спинов: вращение спинов сохраняется в то время как направление M_y изменилось на противоположное, что и приводит к восстановлению согласованности фаз через время $\Delta t=T_E/2$ в момент $t=T_E$

Волнообразное FID эхо (спин-эхо) возникает в момент $t=T_E$ (время эха)

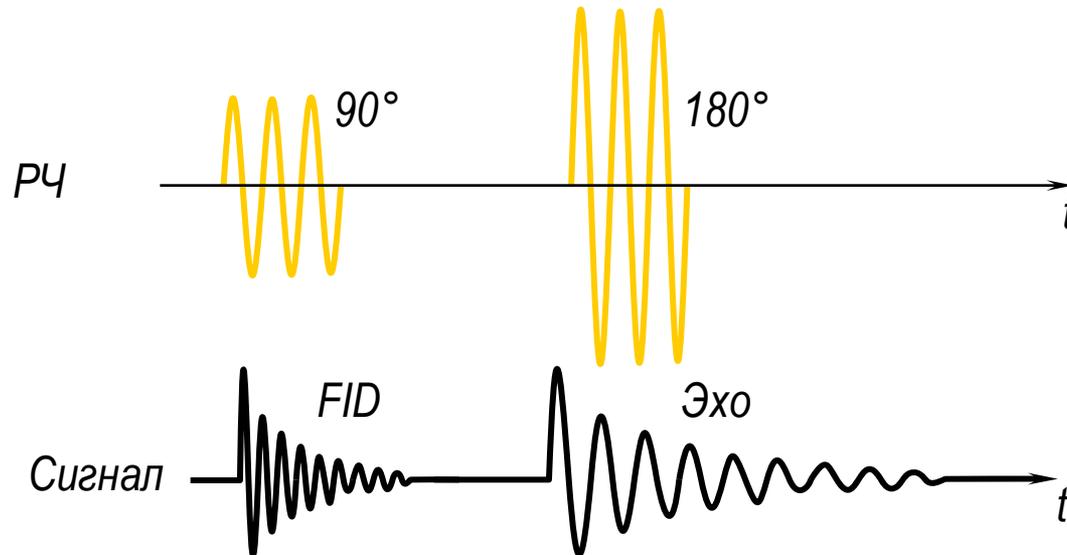


Сигнал FID существенно падает со временем затухания T_2^*

После 180° импульса, сигнал вновь формируется за то же время

Положение пика амплитуды спин-эхо зависит от T_2

Спин-эхо. Временная диаграмма



Временная диаграмма показывает положения двух радиочастотных импульсов и сигнала.

Сигнальное уравнение для повторяющейся спин-эхо последовательности, как функции от времени повторения (T_R – time repetition) и времени эхо (T_E – echo time), определяемое, как время между 90°-импульсом и максимальной амплитудой в ЭХО, выглядит как

$$S = k [1 - \exp(-T_R/T_1)] \exp(-T_E/T_2)$$

Спин-эхо (SE). Образование эха

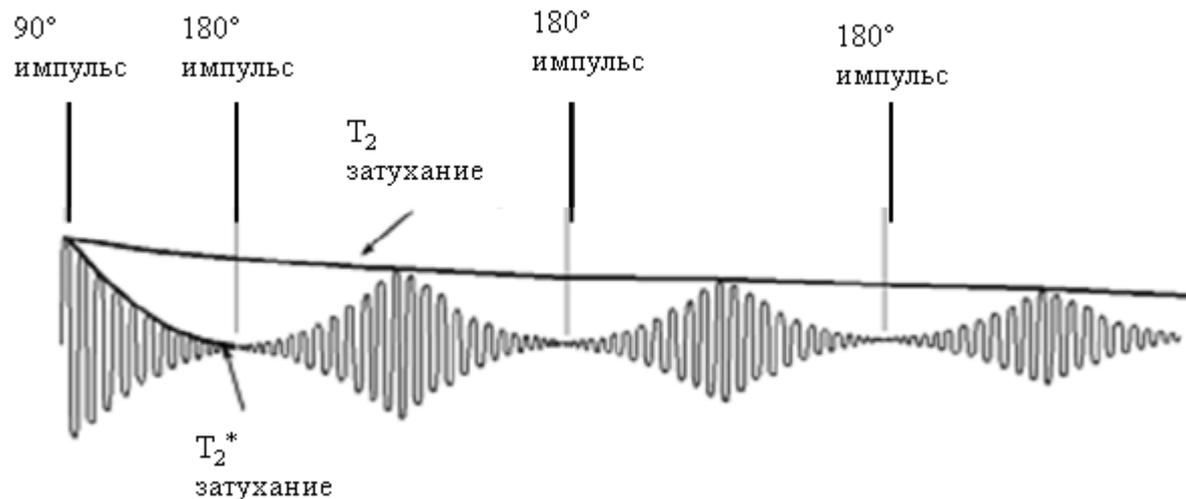
Максимальная амплитуда эха зависит от T_2 , а не от T_2^*

Затухание FID пакета уменьшается в зависимости от T_2^*

В процессе формирования SE события РЧ- возбуждения и захвата сигнала разделены

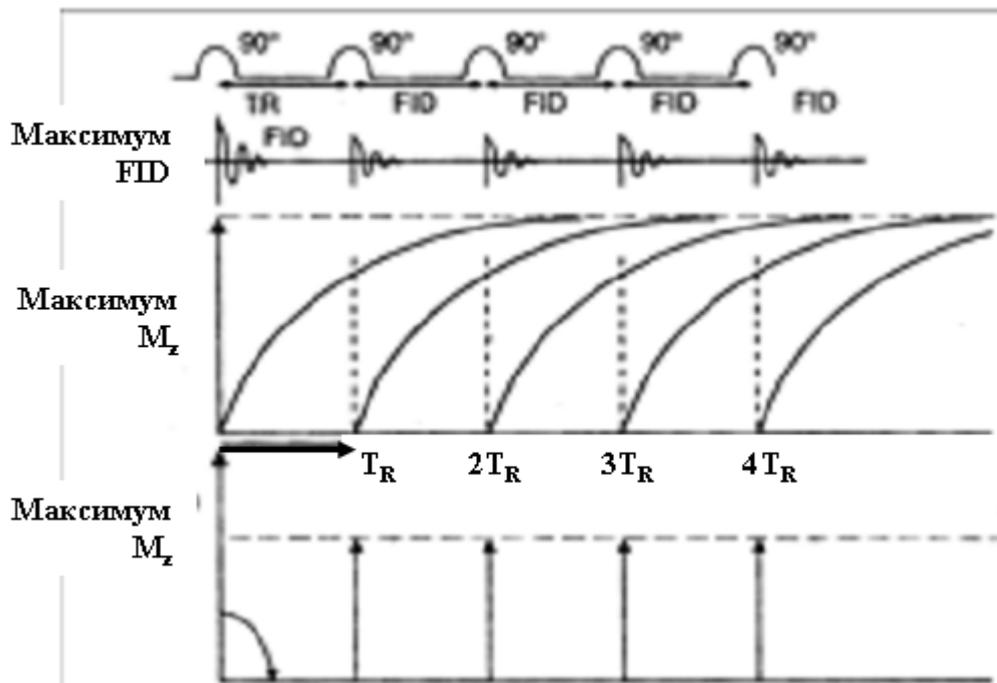
FID эхо пакет центрируется на выборке T_E и оцифровывается

Многократное эхо порождается последовательными 180° импульсами. С помощью подгонки параметров (фитинга) экспоненциальной кривой $M_{xy}(t) \propto \exp(-t/T_2)$ можно определить время T_2 выборки



Спин-эхо: Время повторения (T_R) и частичное насыщение

- Стандартная импульсная последовательность SE состоит из 90° импульсов, разделенных временем $\Delta t = T_R$ мсек [300; 3000].
- Это Δt позволяет восстановить M_z из T_1 процессов релаксации.
- После второго 90° импульса, установившееся состояние M_z порождает такую же FID амплитуду, что и последующий 90° импульс: частичное насыщение.
- Степень частичного насыщения зависит от T_1 и T_R .



Восстановленные кривые после РЧ импульсов в частично насыщенной последовательности

Спин-эхо: контрастирование серых изображений

Как изменяется ЯМР-сигнал при изменении типа ткани и параметров импульсной последовательности?

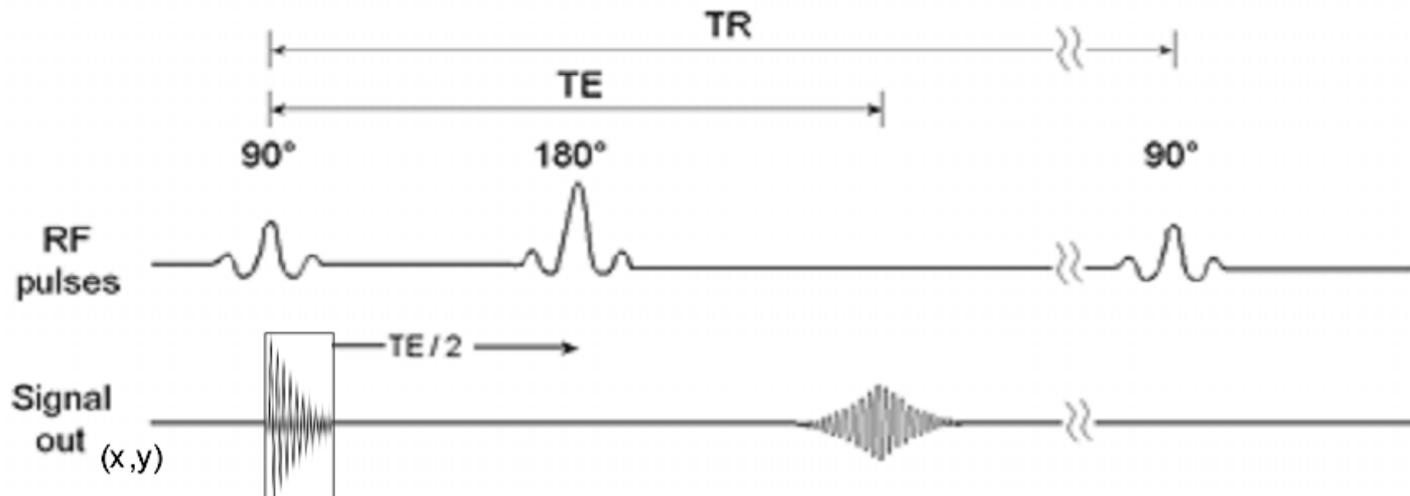
$$S = \rho \left[1 - 2 \exp\left(-\frac{T_R - T_E/2}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{T_R}{T_1}\right) \right] \exp\left(-\frac{T_E}{T_2}\right)$$

$$S \cong \rho \left[1 - \exp\left(-\frac{T_R}{T_1}\right) \right] \exp\left(-\frac{T_E}{T_2}\right)$$

ρ , T_1 и T_2 зависят от внутренних свойств, присущих ткани.

T_R и T_E являются параметрами импульсной последовательности (внешними).

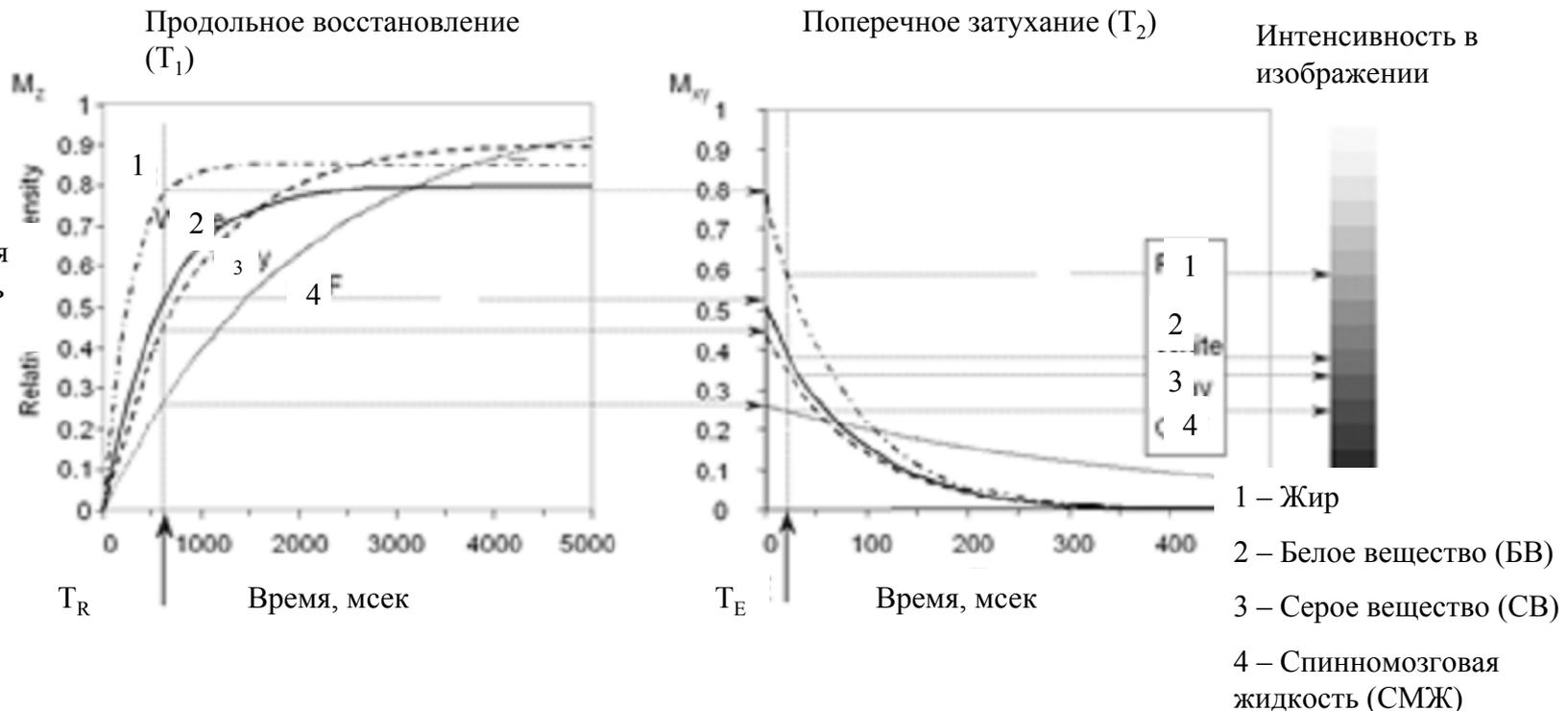
Изменение любого из этих значений может изменить контраст вокселя.



Спин-эхо: T1 контрастирование

- Короткое T_R , чтобы максимизировать различие в M_z в процессе возвращения к равновесию.
- Когда диапазон T_R 400 – 600 мсек, то подчеркиваются отличия в T_1 .
- Короткое T_E , чтобы минимизировать различие в зависимости T_2 от FID
- Короткое T_E предотвращает зависимости T_1 от FID с минимальными потерями для T_2 затухания.
- Каким образом вариации значения T_1 изменяют результирующий FID?

Относительная
интенсивность
сигнала

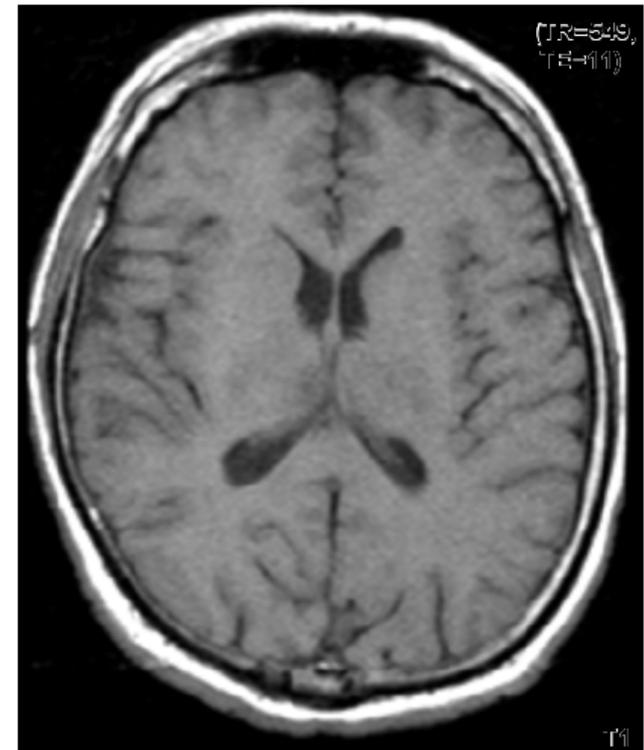


Спин-эхо: T1 контрастирование

- T₁ контрастирование (T_R=549, T_E=11).
- Жир - наиболее интенсивный сигнал.
- Белое и серое вещество с промежуточным сигналом.
- Спинномозговая жидкость – с наименьшей величиной сигнала.
- Типичные параметры для импульсной последовательности T₁ контрастирования:

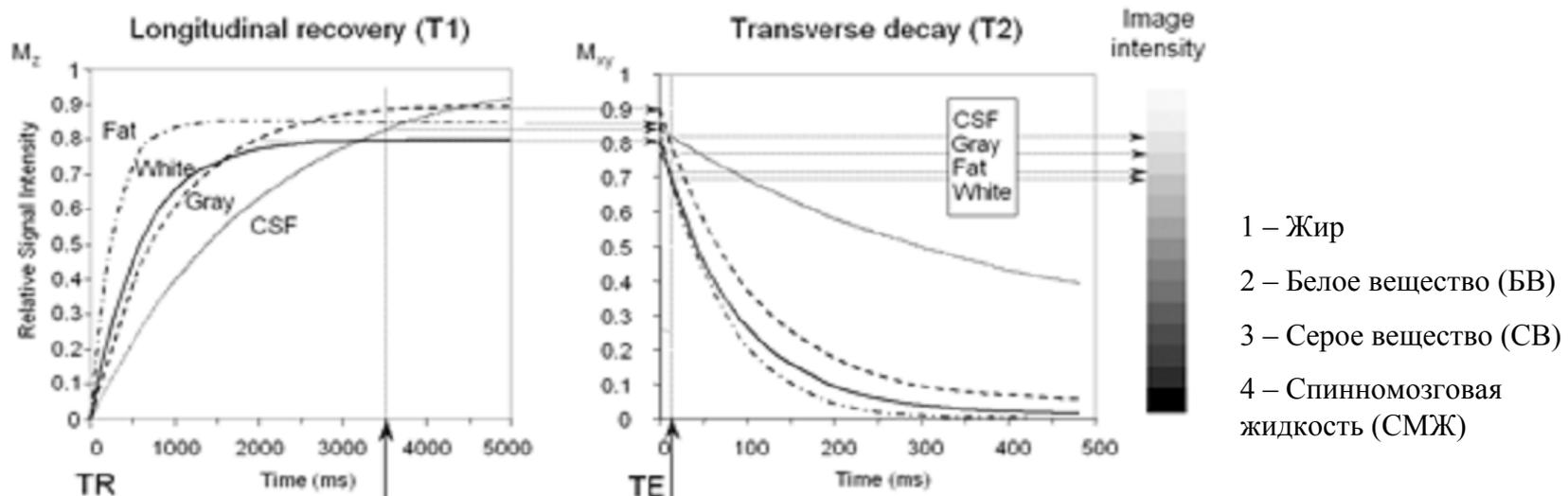
T_R: 400 – 600 мсек

T_E: 5 – 30 мсек



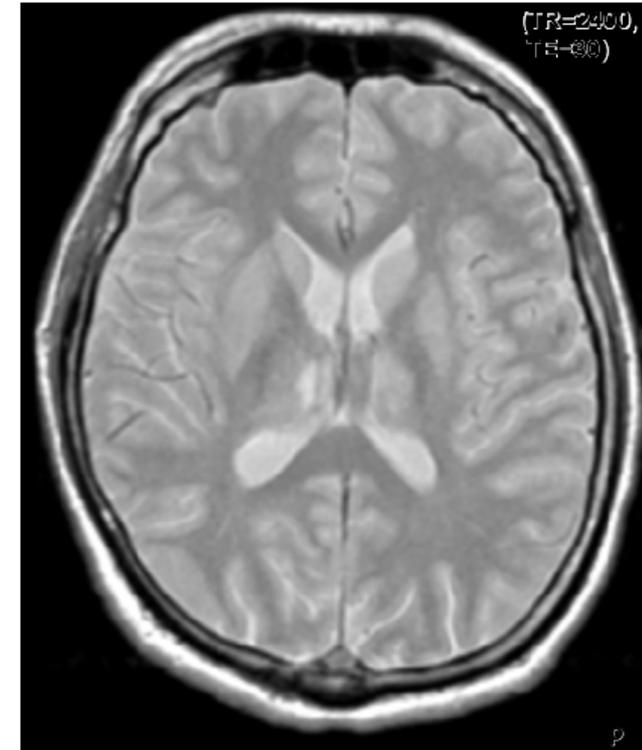
Спин-эхо: контрастирование по плотности протонов (спинов)

- Контраст изображения вследствие разности в плотности ядерных спинов (ρ).
- Наиболее гидрогенные ткани (липиды и жиры) имеют высокое ρ по сравнению с белок содержащими мягкими тканями.
- Жидкие ткани (спинномозговая жидкость) так же имеют относительно высокое ρ .
- Длинное T_{R} , чтобы минимизировать различие в T_1
(ρ : СМЖ > СВ > жир > БВ)
- Короткое T_E , чтобы минимизировать спад T_2 .



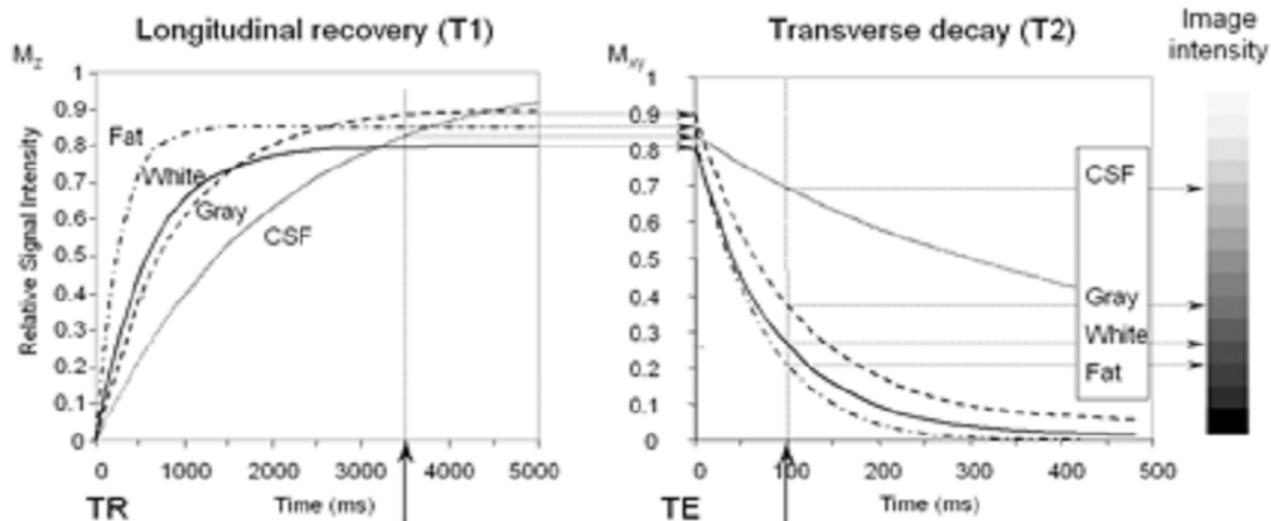
Спин-эхо: контрастирование по плотности протонов (спинов)

- ρ Контрастирование. ($T_R=2400$, $T_E=30$).
- Жир и СМЖ – относительно яркие.
- Небольшая инверсия контраста между БВ и СВ.
- Типичные параметры для импульсной последовательности ρ контрастирования:
 T_R : 1500 – 3500 мсек
 T_E : 5 – 30 мсек
- Спин-эхо импульсная последовательность с наибольшим отношением сигнал/шум.
- Контраст изображения относительно слабый.



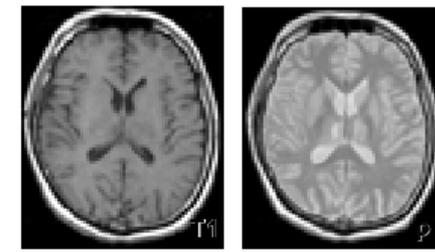
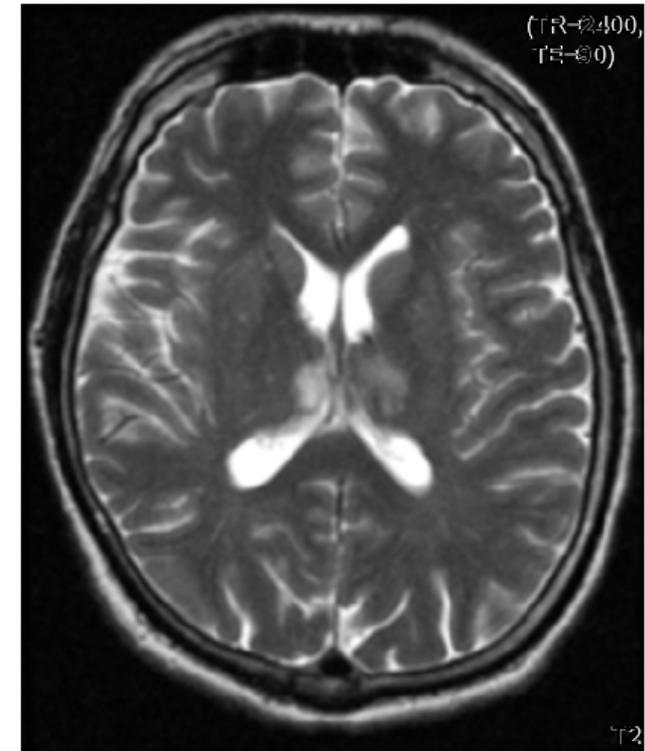
Спин-эхо: T2 контрастирование

- Уменьшение отличий в T_1 действует при длительных T_R , подчеркивание отличий в T_2 действует при длительных T_E .
- T_2 контрастированные сигналы занимают второе эхо многоэховой последовательности.
- По сравнению с T_1 контрастированным изображением → инверсия контраста ткани.
- Короткое T_1 ткани → короткое T_2 , длинное T_1 ткани → длинное T_2 .



Спин-эхо: T2 контрастирование

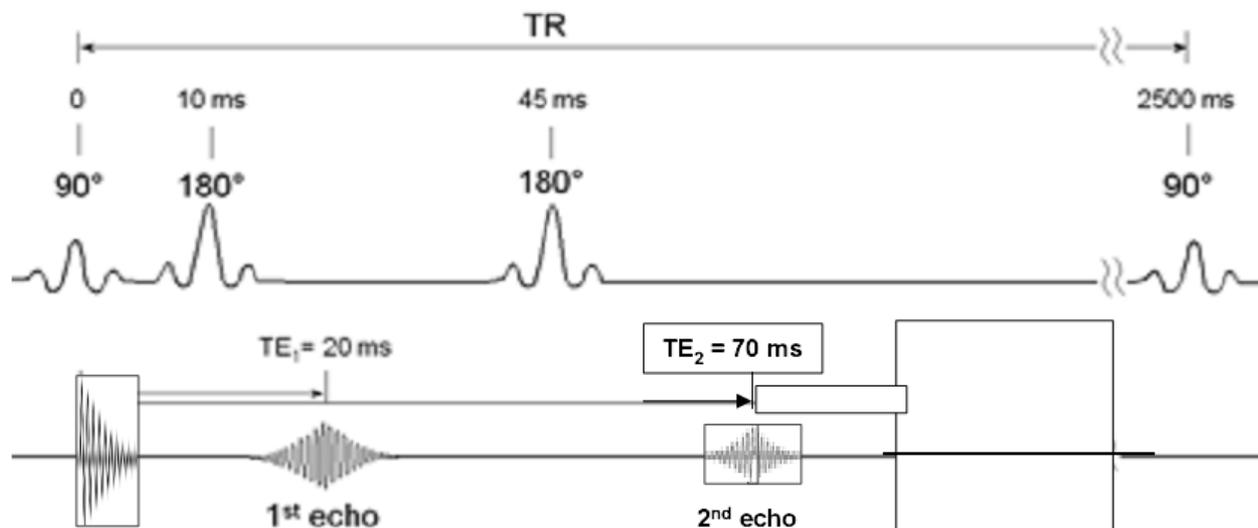
- T₂ контрастирование (T_R > 2400, T_E > 90).
- Если увеличивать T_E, то достигается больший контраст T₂ ценой уменьшения M_{xy} (сигнала приемной катушки).
- Типичные параметры для импульсной последовательности T₂ контрастирования:
T_R: 1500 – 3500 мсек
T_E: 60 – 150 мсек



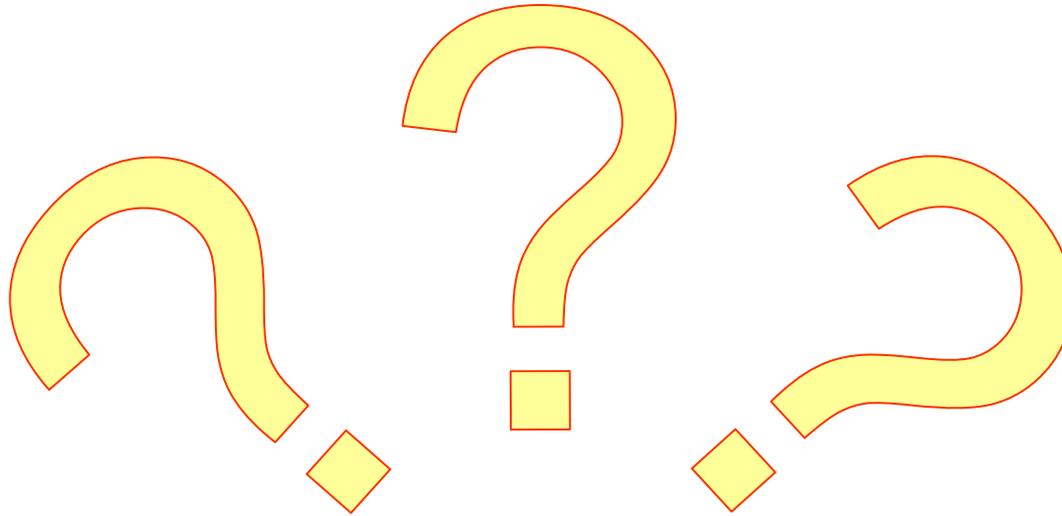
Спин-эхо. Параметры

Типичные параметры
контрастирования для спин-
эхо импульсной
последовательности

Параметр (мсек)	T_1 контраст	Контраст по ПЛОТНОСТИ СПИНОВ	T_2 контраст
T_R (время повторения)	400 – 600	1500 - 3500	1500 - 3500
T_E (эхо время)	5 - 30	5 - 30	60 – 150



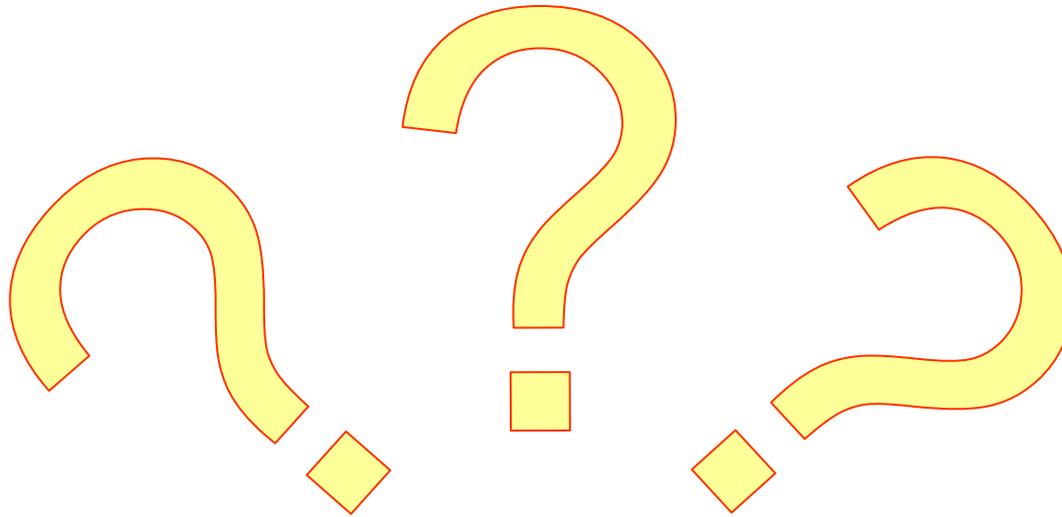
Контрольный вопрос



Наиболее высокая интенсивность спин-эхо сигнала МРТ достигается при:

- A. Длинное T_1 , длинное T_2 .
- B. Длинное T_1 , короткое T_2 .
- C. Короткое T_1 , длинное T_2 .
- D. Короткое T_1 , короткое T_2 .

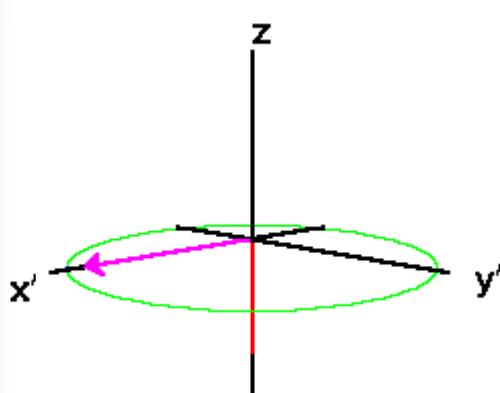
Контрольный вопрос



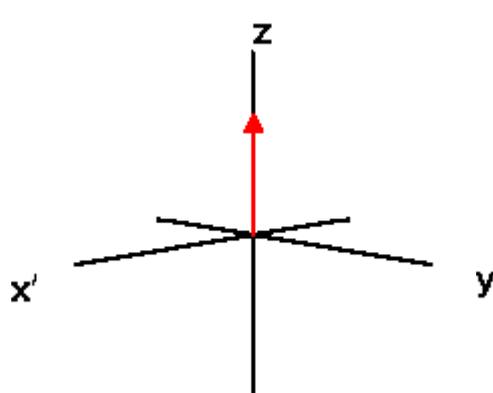
Спин-эхо импульсная последовательность МРТ при которой вода – яркая , а мягкие ткани – темнее должна использовать

- A. Длинное T_E , длинное T_R .
- B. Длинное T_E , короткое T_R
- C. Короткое T_1 , длинное T_2 .
- D. Короткое T_E , длинное T_R .
- E. Короткое T_E , короткое T_R .

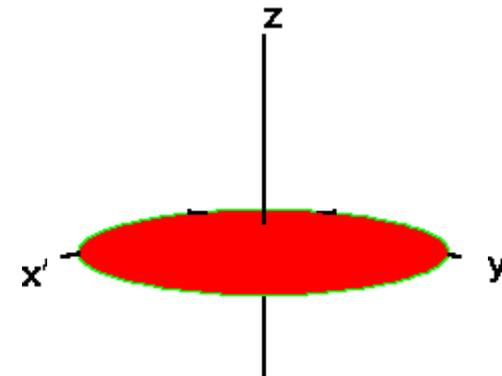
Последовательность инверсия восстановление



В начале этой последовательности применяется 180° -импульс. Он поворачивает суммарную намагниченность в отрицательное направление оси z .



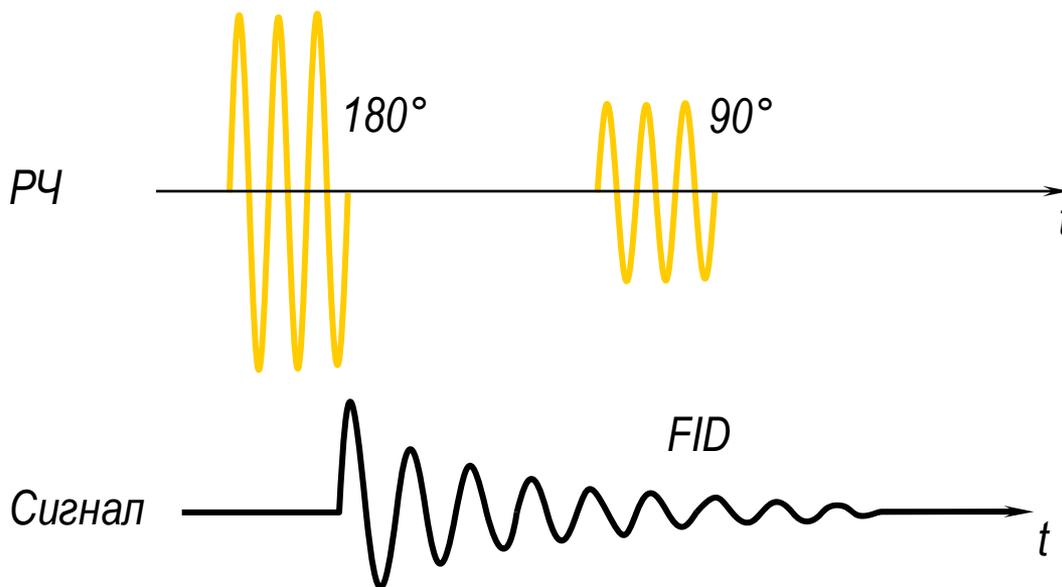
Намагниченность подвергается спин-решеточной релаксации и возвращается к состоянию равновесия вдоль положительного направления оси z .



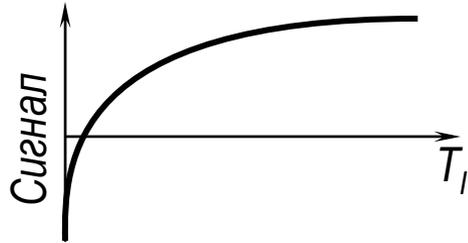
Перед тем, как она достигнет равновесия, применяется 90° -импульс, который поворачивает продольную намагниченность на плоскость $x'y'$. В этом примере 90° -импульс применяется сразу за 180° -импульсом.

Инверсия-восстановление. Временная диаграмма

Как только вектор намагниченности приходит в плоскость XU , он начинает вращаться вокруг оси Z и расфазировываться, создавая спад свободной индукции (FID). Временная диаграмма показывает относительное расположение двух радиочастотных импульсов и сигнала



Инверсия-восстановление. Уравнение сигнала



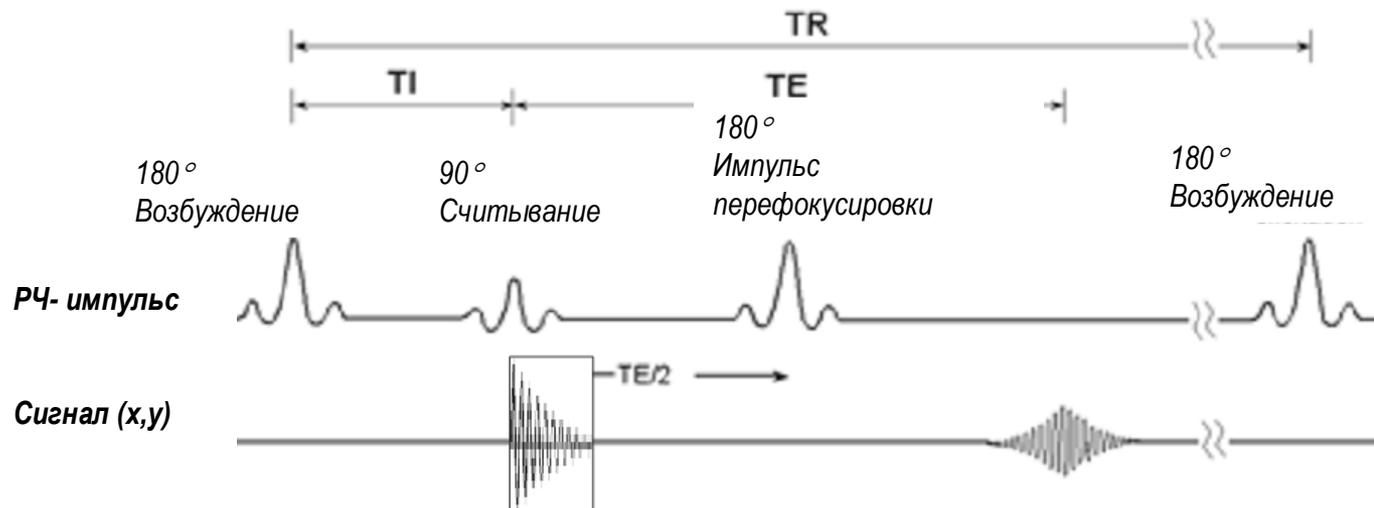
- Сигнал, как функция от T_I (время инверсии), без повторения последовательности :

$$S = k \rho (1 - 2e^{-T_I/T_1})$$

- Функция пересекает ноль в точке $T_I = T_1 \ln 2$.

Последовательность инверсия-восстановление (IR)

- Подчеркивает T_1 посредством расширения амплитуды M_z в 2 раза.
- Первоначальный 180° импульс инвертирует $M_z \rightarrow -M_z$.
- После $\Delta t = T_1$ (время инверсии), 90° импульс поворачивает M_z в плоскость M_{xy} . (FID)
- В момент времени $\Delta t = T_1 + T_E/2$, второй 180° импульс порождает FID эхо во время T_E .
- T_R – это расстояние между первоначальными 180° импульсами.
- $T_R < 5 T_1 \rightarrow$ порождается частичное насыщение.



Последовательность инверсия-восстановление (IR). Уравнение сигнала

- Амплитуда эха зависит от T_I , T_E , T_R и $IM_z I$.

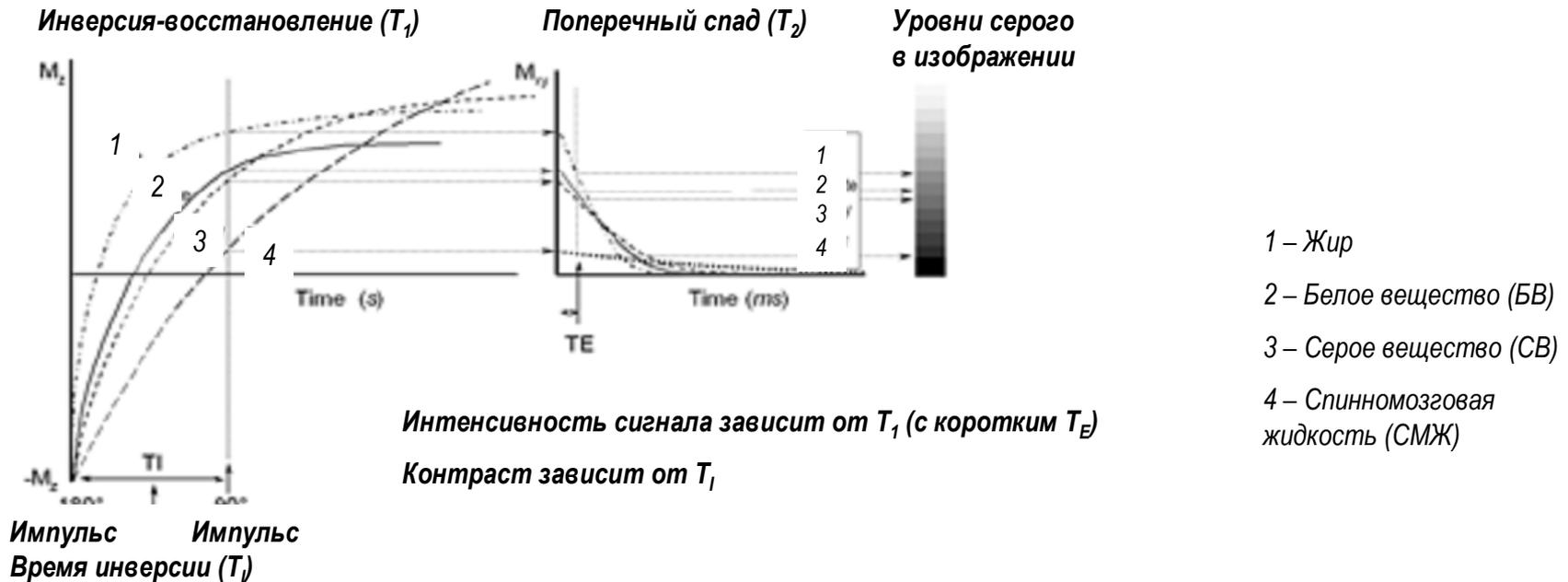
$$S \propto \rho \left[1 - 2 \exp\left(-\frac{T_I}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{T_R}{T_1}\right) \right] \exp\left(-\frac{T_E}{T_2}\right)$$

- Уравнение сигнала

- T_I управляет контрастом между тканями.

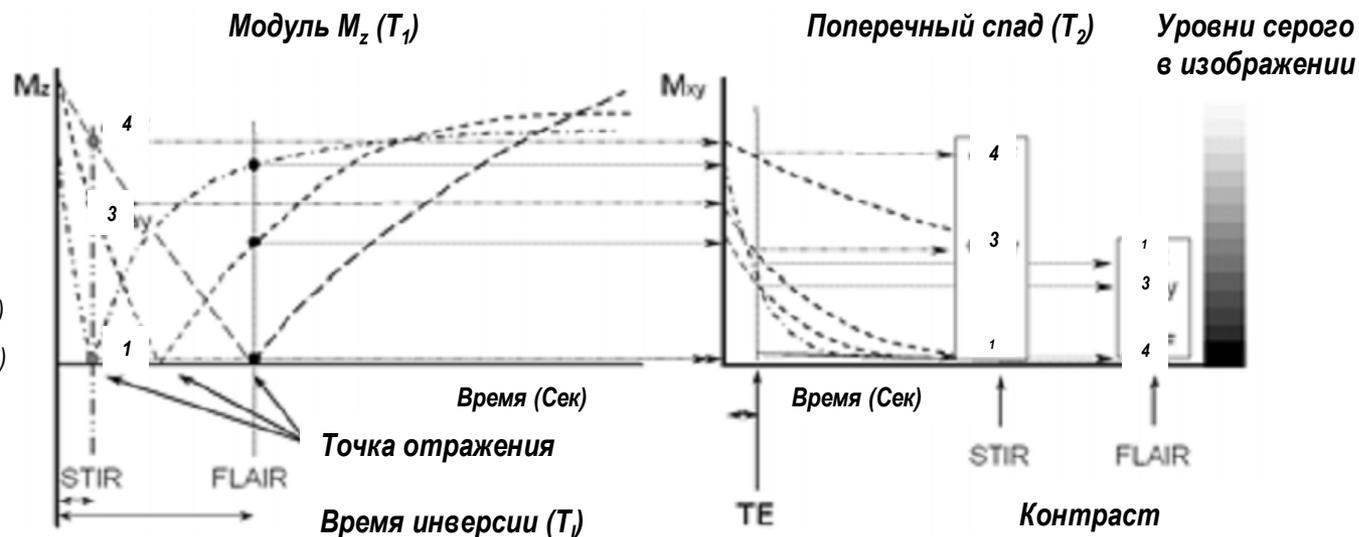
- Когда используется короткое T_I , то могут возникать отрицательные M_z (вне фазы).

- Фаза амплитуды FID (фазочувствительный детектор – квадратичная приемная катушка) может быть сохранена или сигнал может быть взят по модулю.



IR – T2: короткое тау IR

- Инверсия-восстановление с коротким временем (T_1) (STIR).
- Используется очень короткое T_1 и обрабатывается модуль сигнала.
- Ткани с коротким T_1 дают самую низкую интенсивность сигнала (обращение T_1 в SE).
- Все ткани (во времени) проходят через нулевую амплитуду ($M_z=0$: точка отражения).
- Выбираем $T_1 \rightarrow$ подавляем сигнал от выбранной ткани (например, жир).
- Ослабленное для жидкостей IR (FLAIR)



IR – T2: короткое tau IR

Точка нуля: $T_I = T_1 \ln 2$.

Пример: подавление жира; $T_1=260$ мсек
($B_0=1,5$ Тл) $\rightarrow T_I=180$ мсек.

По сравнению с T1 контрастирующей последовательностью, «подавление жира» в STIR

Подавляет мешающий сигнал жира.

Исключает артефакты химического сдвига.

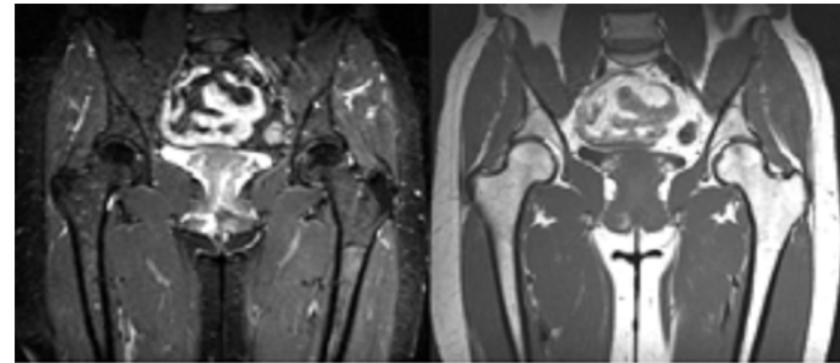
Типичные параметры для импульсной последовательности STIR:

T_I : 140 – 180 мсек

T_R : ≥ 2500 мсек

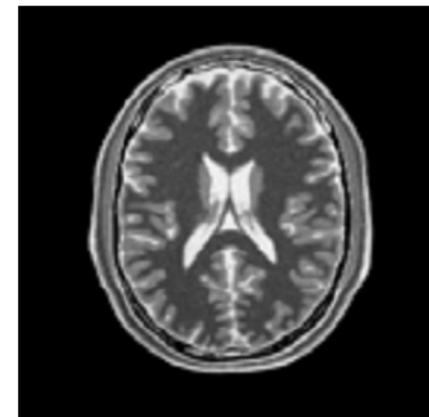
($T_I=150$, $T_R=5520$, $T_E=29$)

($T_R=750$, $T_E=13$)



STIR

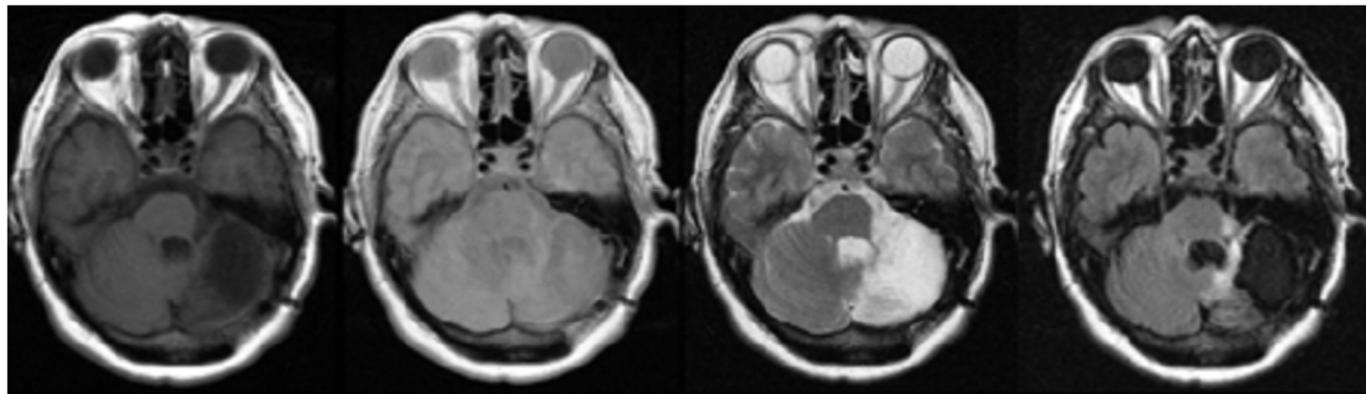
T1



IR – сравнение контраста и ослабленного для жидкостей IR

Длинное T_1 увеличивает уровень сигнала от СМЖ по сравнению с другими тканями с длинным T_1 .

- Ослабленное для жидкостей IR (FLAIR): точка отражения при СМЖ T_1 (3500 мсек).
- Для получения нулевого сигнала от СМЖ необходимо: $T_1 = T_1 \cdot \ln 2 = 2400$ мсек.
- Чтобы получить заметное разрешение по M_z , обычно необходимо приложить $T_R \cong 7000$.
- Сравнение контрастов: T_1 -, ρ - и T_2 - контрастирование плюс FLAIR.



T_1

Плотность протонов ρ

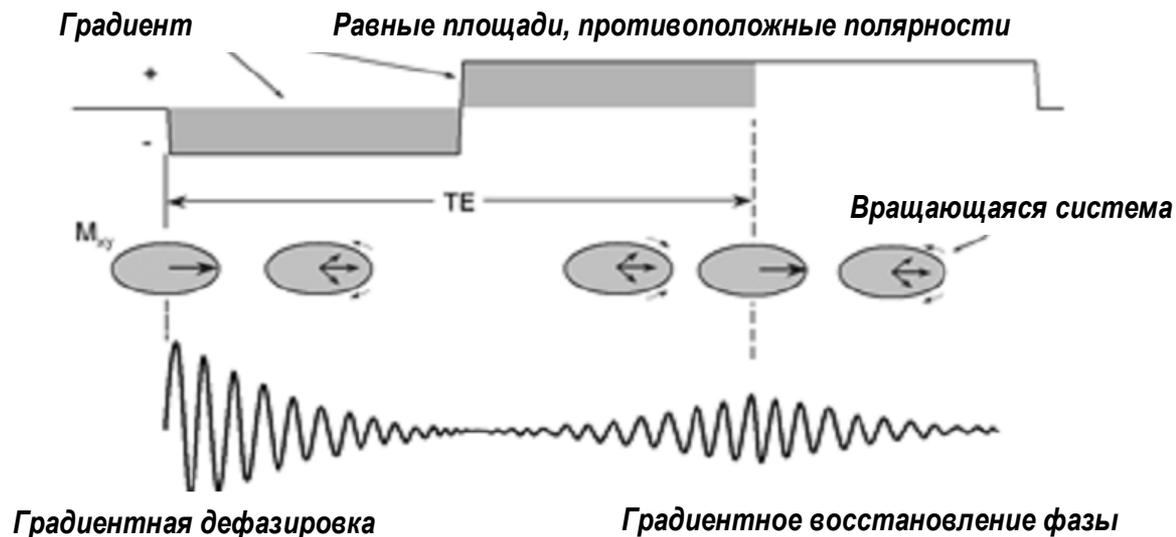
T_2

FLAIR

Эхо, откликающееся на градиент (GRE)

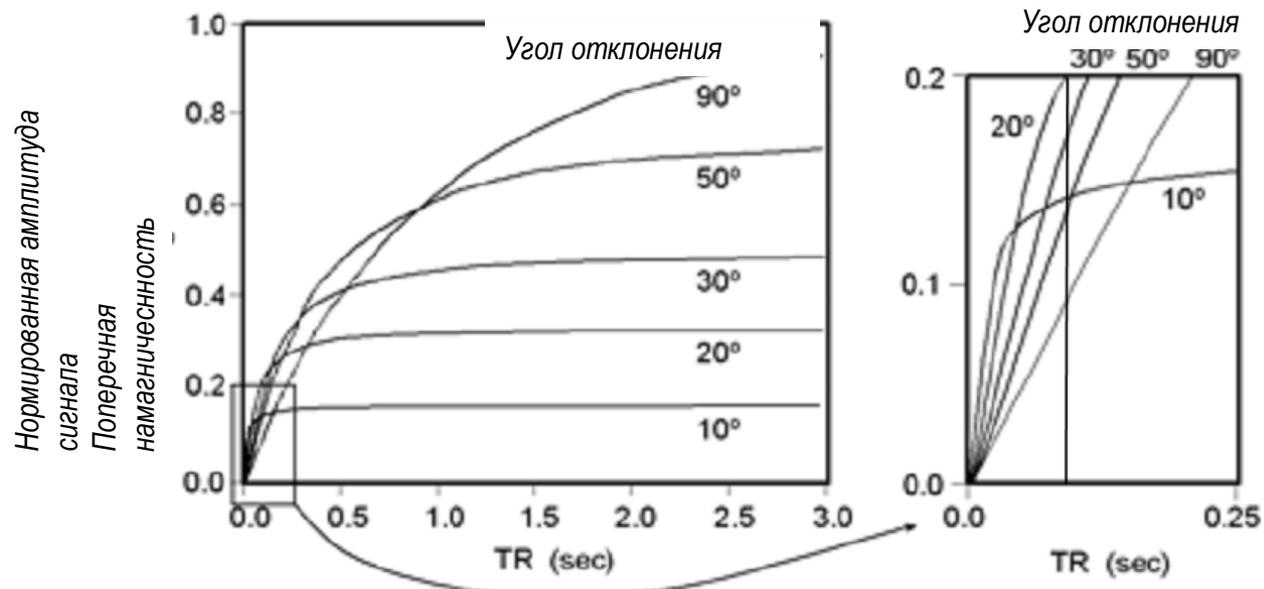
- Используются градиенты магнитных полей, чтобы индуцировать формирование эха.
- Градиенты изменяют локальные магнитные поля ($B_0 + \Delta B$):

$$\nu = (\gamma/2\pi) \cdot (B_0 + \Delta B)$$
- В условиях линейного градиента протоны дефазировались очень быстро и результирующий сигнал FID быстро затухает.
- Используется инвертированный градиент (противоположной полярности), чтобы породить FID эхо.
- Здесь нет методики спин-эхо; эффекты T_2^* не нейтрализуются.



Эхо, откликающееся на градиент (GRE)

- Управление временем эха осуществляется с помощью величины градиента или временного сдвига.
- Угол отклонения θ - основная переменная, определяющая контраст в GRE последовательности.
- Короткое время для возбуждения спинов \rightarrow короткое T_R \rightarrow меньше угол отклонения.
- Для коротких T_R (< 200 мсек) порождается большой M_z с малыми углами отклонения.



GRE-последовательность с долгим TR (>200 мсек)

- У GRE-последовательностей с долгими T_R (>200 мсек) и углами отклонения $\theta > 45^\circ$: методика контрастирования аналогична спин-эхо (SE):

Разница сигналов в основном зависит от T_2^* , а не от T_2 .

Механизм T_2^* контраста иной, чем у T_2 , особенно для контрастирующих агентов.

T_1 контрастирование достигается с короткими T_E .

- Для углов отклонения $\theta < 30^\circ$: малая M_{xy} уменьшает различия в T_1 .

Различия в ρ - основной признак контраста для коротких T_E .

Более долгие T_E порождают T_2^* контрастирование.

- GRE бесполезна с продолжительными T_R за исключением демонстрации различий в магнитной восприимчивости.

GRE. Стационарное состояние прецессии с короткими T_R (< 50 мсек)

Стационарное состояние прецессии: равновесие M_z и M_{xy} от импульса к импульсу в последовательности повторений.

Для очень коротких T_R ($< T_2^*$), возникает стабильная M_{xy} .

В течение каждого импульса $a M_{xy} \rightarrow M_z$ и $b M_z \rightarrow M_{xy}$ ($a, b < 1$).

Компоненты стационарного состояния M_z и M_{xy} сосуществуют в динамическом равновесии.

GRASS – захват градиентного эха в стационарном состоянии.

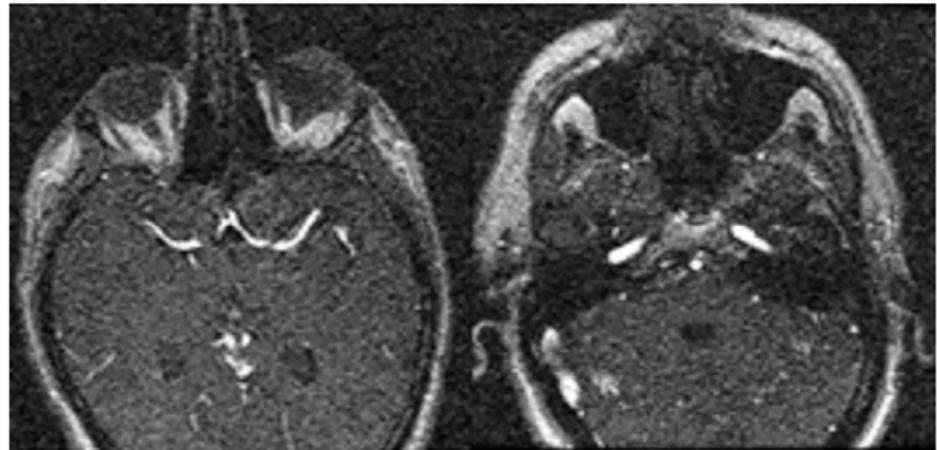
FISP – быстрая визуализация в стационарном состоянии прецессии.

FFE – быстрое эхо поля.

Осуществимы практически только с короткими и очень короткими T_R .

Угол отклонения θ оказывает основное влияние на контраст.

GRE. Стационарное состояние прецессии с короткими TR (< 50 мсек) и контрастированием



GRASS последовательность (TR=24 мсек, TE=4,7 мсек, и угол отклонения $\theta = 50^\circ$) для захвата объема. Для белого и серого вещества контраст незначительный. Кровь проявляется ярко – МР ангиография – уменьшенный контраст анатомии по сравнению с сосудистой сетью.

Малые углы отклонения $\theta = 5 - 30^\circ$: ρ - контрастирование.

Средние углы отклонения $\theta = 30 - 60^\circ$: T_2/T_1 – контрастирование (скорее T_1).

Большие углы отклонения $\theta = 75 - 90^\circ$: T_2^* и T_1 – контрастирование .

Типичные значения параметров для выбора контрастирования в GRE и захвате изображения в стационарном состоянии:

GRASS/FISP $T_R=35$ мсек, $T_E=3$ мсек, и угол отклонения $\theta = 20^\circ$

Обычный контраст, за исключением течений.

Контрастирование в GRE стационарном состоянии

Parameter	T1	T2/T1	T2	T2*	Spin Density
Flip angle (degrees)	45-90	30-50	5-15	5-15	5-30
TR (msec)	200-400	10-50	200-400	100-300	100-300
TE (msec)	3-15	3-15	30-50	10-20	5-15

Захват эхо-планарного изображения (EPI)

Чрезвычайно быстрая визуализация.

Одиночный и последовательность многих импульсов.

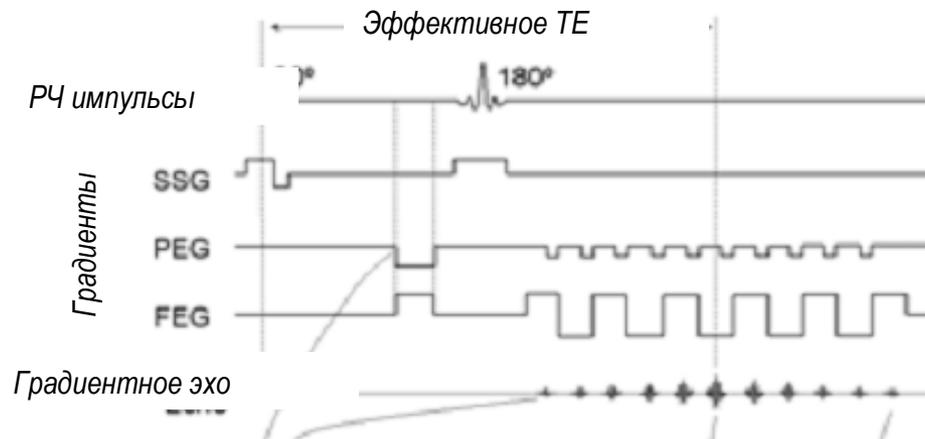
90° импульс, градиенты по направлениям PEG/FEG, 180° импульс.

Осциллирующие ответы PEG/FEG стимулируют формирование эха.

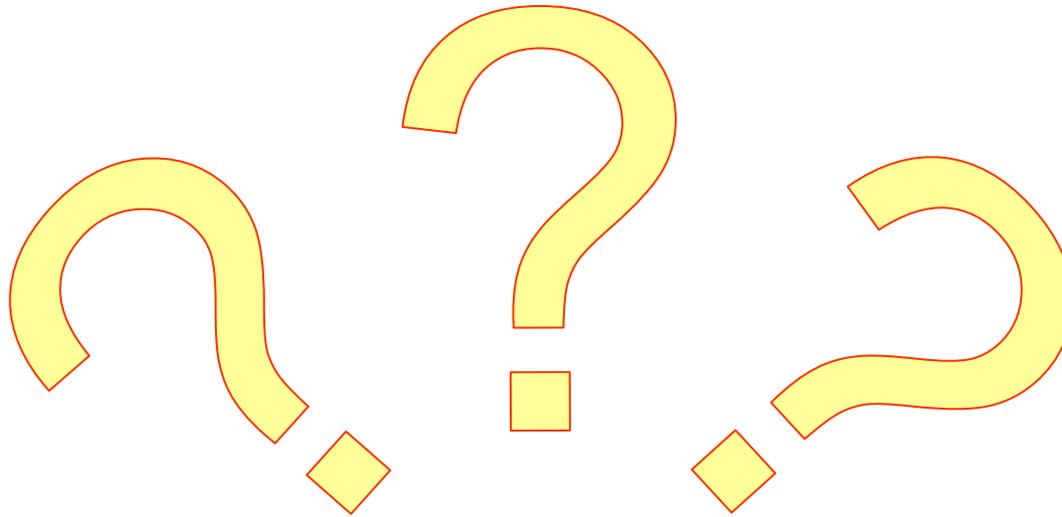
Захват сигнала происходит в промежуток времени $< T_2^*$: 25 – 50 мсек

Высокие требования к скорости выборки. Градиентные катушки и РЧ ограничения.

Плохое отношение сигнал/шум, низкое разрешение и много артефактов.



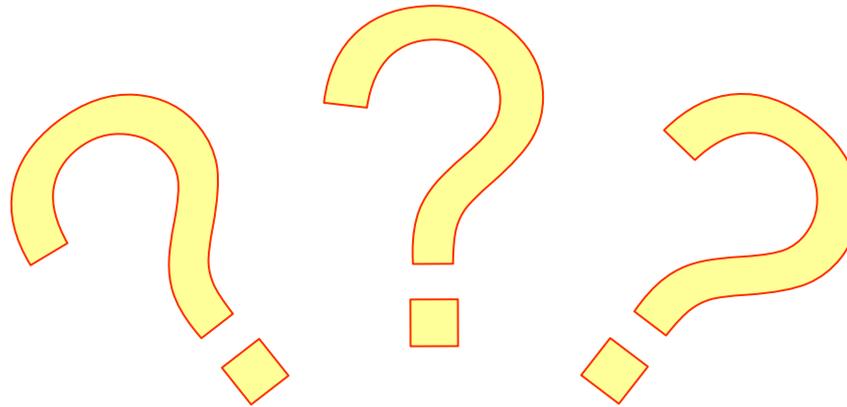
Контрольный вопрос



В принципе градиентные поля применяются в МРТ для:

- А. Исключения искажений магнитного поля из-за местоположения ткани
- В. Поддержания однородного магнитного поля в области FOV
- С. Измерения расщепления спинов
- Д. Обеспечения пространственной локализации
- Е. Укорочения T_1 , чтобы уменьшить время сканирования.

Контрольный вопрос



В МРТ изображениях, движение в процессе сканирования приводит к ложным изображениям, которые появляются в _____ параметрах.

- Амплитуда.
- Частотное кодирование.
- Фазовое кодирование.
- Релаксация (возврат к равновесию).
- Толщина среза.

Сигнал от течений

- МР сигнал от движущихся жидкостей (сосуды и СМЖ) является сложным из-за многих факторов:

Скорость течения.

Ориентация сосуда.

Ламинарная или турбулентная картина течения.

Импульсная последовательность.

Параметры захвата изображения.

- Закономерности, относящиеся к течению, объединяются с параметрами захвата изображения, чтобы видоизменять контраст.

«Яркая кровь» на «темная кровь».

Могут присутствовать источники артефактов.

Используются, чтобы создать ангиографические МР изображения.

Сигнал от течений

- Низкие интенсивности сигнала: потеря высокоскоростного сигнала.

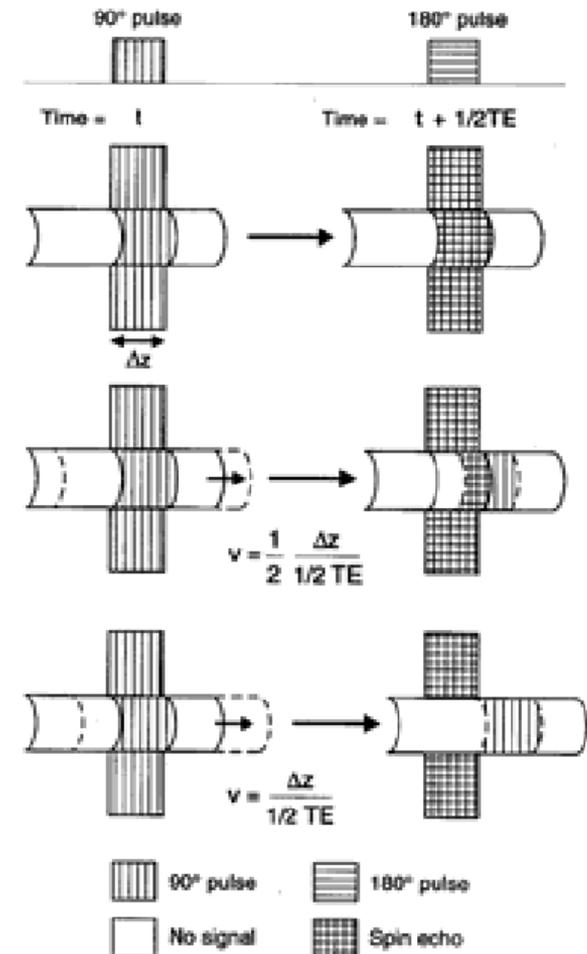
Ядра двигаются прочь из среза в течение реформации эха (восстановления фазы). В плоскости M_{xy} отсутствует восстановление фазы спинов \rightarrow отсутствует или небольшой FID сигнал.

- Турбулентное течение.

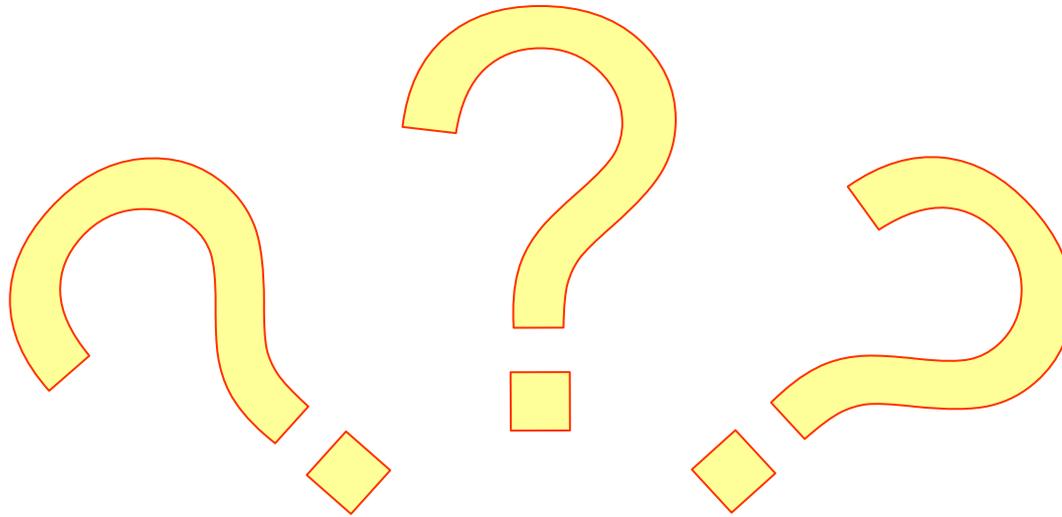
Дефазировка спинов в крови (невозможность выравнивания спинов)

- «Темная кровь»: $T_1 \cong 600$ мсек; последовательность предваряется не селективирующим 180° импульсом.

- Расширение возможностей. GRE методики (ненасыщенная кровь): скорость, толщина среза и T_R .



Контрольный вопрос

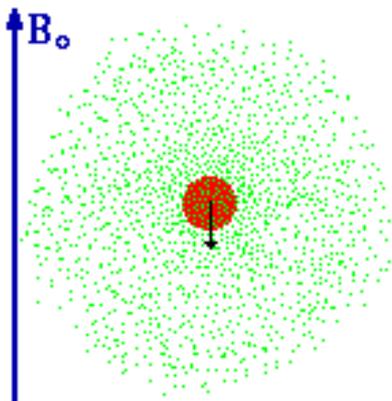


Что справедливо для МРТ?

Для наиболее мягких тканей T_2 продолжительнее чем T_1 .

- A. T_1 уменьшается по мере уменьшения напряженности поля.
- B. T_1 для спинномозговой жидкости (СМЖ) продолжительнее, чем T_1 мягких тканей.
- C. T_2 увеличивается по мере увеличения напряженности поля.
- D. T_2 мягких тканей продолжительнее чем T_2 СМЖ.

ХИМИЧЕСКИЙ СДВИГ



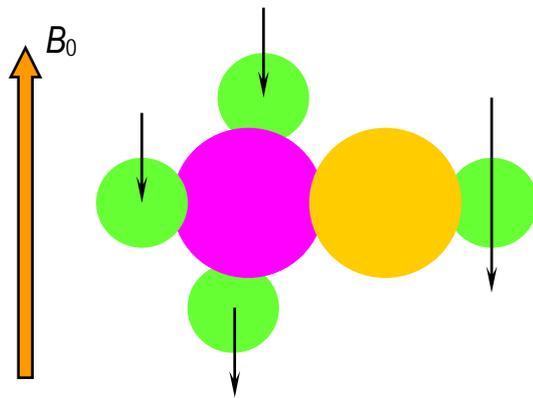
- Если поместить атом в магнитное поле, его электроны начинают вращаться вокруг направления примененного магнитного поля. Это вращение создает небольшое магнитное поле вокруг ядра, которое противостоит внешнему магнитному полю.

- Следовательно, магнитное поле вокруг ядра (эффективное поле) обычно меньше, чем примененное поле на коэффициент σ .

$$B = B_0 (1 - \sigma)$$

- Электронные плотности вокруг каждого ядра в молекуле различаются в соответствии с типами ядер и связей в молекуле. Противостоящее поле, а, следовательно, и эффективное поле у каждого ядра будут различаться. Это явление называется **химическим сдвигом**.

Химический сдвиг. Пример



Представим молекулу метанола. Резонансные частоты двух типов ядер в этом примере различаются. Разница зависит от силы магнитного поля, B_0 , используемого для проведения ЯМР-спектроскопии. Чем больше значение B_0 , тем больше разница частот. Эта зависимость может создавать определенные трудности при сравнении ЯМР-спектров, полученных на спектрометрах, использующих разные по силе поля. Для избегания этой проблемы было введено понятие химического сдвига.

Химический сдвиг. Определение

Химическим сдвигом ядра является разность резонансной частоты ядра и стандартной, отнесенная к стандартной. Это значение выражается в миллионных долях (ppm) и обозначается символом дельта, δ .

$$\delta = (\nu - \nu_{REF}) \times 10^6 / \nu_{REF}$$

В ЯМР спектроскопии стандартом часто является тетраметилсилан, сокращенно TMS. В человеческом организме TMS отсутствует, но существуют два содержащие преимущественно водород вещества: вода и жир. Химический сдвиг между этими двумя типами водородными атомами приблизительно составляет 3,5 доли на миллион.

Значения T_1 , T_2 и плотности спинов для водорода в различных тканях мозга

Ткань	T_1 (с)	T_2 (мс)	ρ^*
СМЖ	0,8 - 20	110 - 2000	70 - 230
Белое вещество	0,76 - 1,08	61 - 100	70 - 90
Серое вещество	1,09 - 2,15	61 - 109	85 - 125
Менингеальная	0,5 - 2,2	50 - 165	5 - 44
Мышечная	0,95 - 1,82	20 - 67	45 - 90
Жировая	0,2 - 0,75	53 - 94	50 - 100

Принципы отображения

- В медицинской МРТ радиологов больше всего интересует ЯМР-сигналы воды и липидов, которые являются основными водород содержащими компонентами человеческого организма.
- Основой всей магнитно-резонансной томографии является резонансное соотношение, которое показывает, что резонансная частота спина ν пропорциональна магнитному полю B_0 , воздействию на него.

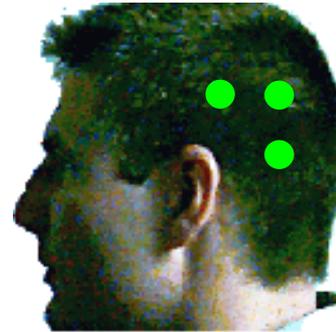
$$\nu = \gamma B_0$$

- γ – гиромагнитное отношение.

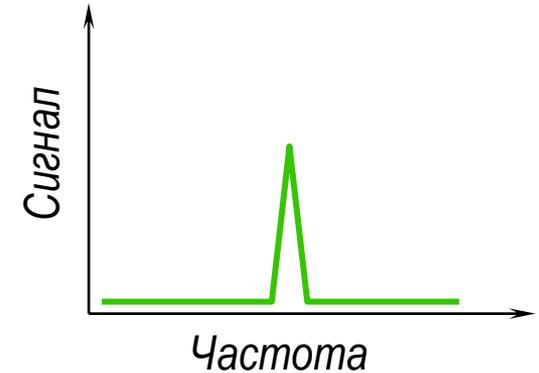
Принципы МРТ отображения. Визуализация



N



S

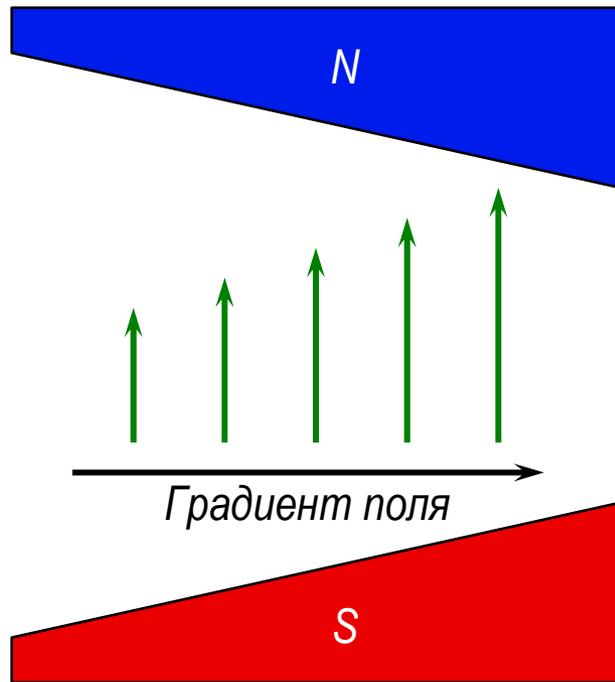


Пусть, в человеческой голове существуют лишь три небольших, четко ограниченных области с водородными спиновыми плотностями

На самом же деле, вся голова дает сигнал. Когда эти области спинов испытывают одну и ту же силу магнитного поля, ЯМР-спектр имеет лишь один пик

Если бы каждая из трех спиновых областей испытывала разное магнитное поле, можно было бы отобразить их положения.

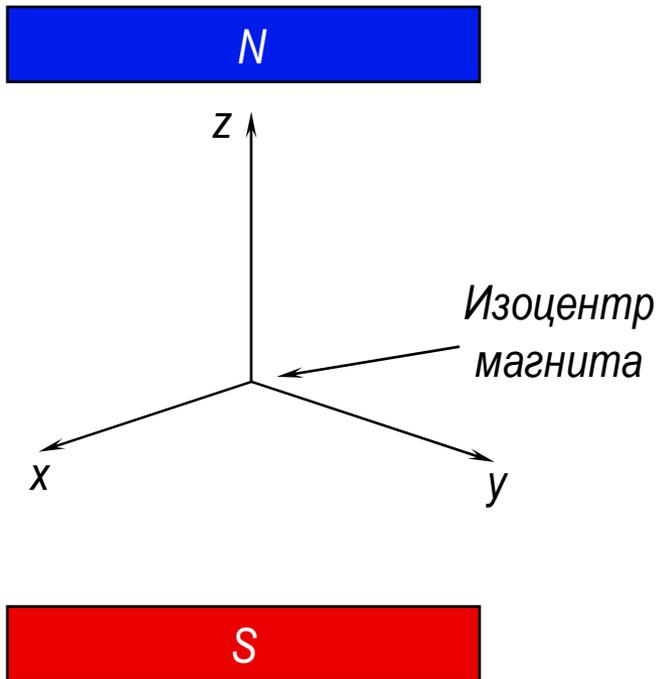
Градиент магнитного поля



Градиент магнитного поля позволяет разделить спиновые области. Градиентом магнитного поля является изменение магнитного поля в зависимости от положения. Одномерный градиент магнитного поля – это изменение относительно одного направления, тогда как двумерный градиент – изменение относительно двух.

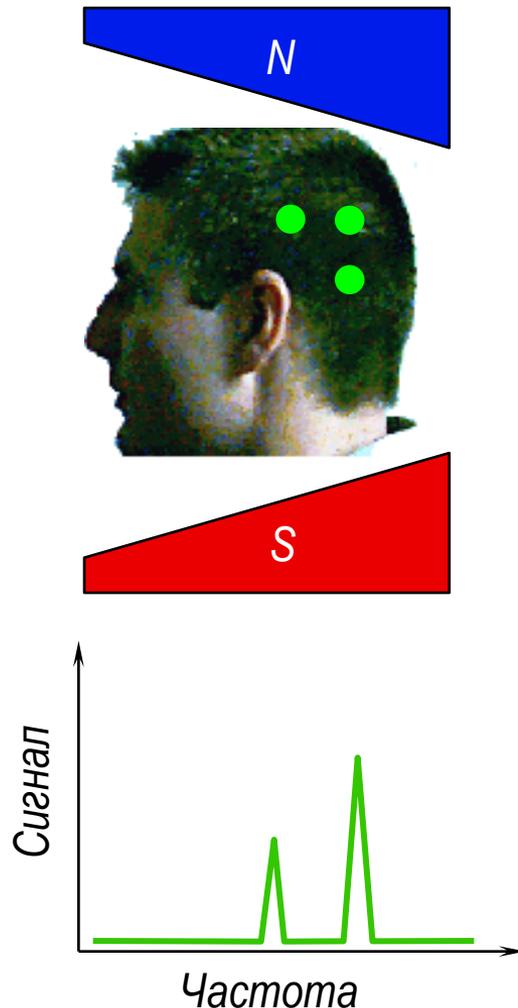
Наиболее используемым видом градиента в магнитно-резонансной томографии является одномерный линейный градиент магнитного поля. Одномерный градиент магнитного поля вдоль оси x магнитного поля B_0 означает, что магнитное поле увеличивается по направлению x . Длина вектора показывает величину магнитного поля. Градиенты магнитного поля по направлениям x , y и z обозначаются символами G_x , G_y и G_z , соответственно.

Частотное кодирование



Точка в центре магнита, где $(x,y,z) = 0,0,0$ называется изоцентром магнита. В изоцентре магнитное поле имеет напряженность B_0 и резонансная частота равна ν_0 .

Частотное кодирование. Определение



Если линейный градиент магнитного поля применить к гипотетической голове с тремя спин содержащими областями, эти области будут испытывать разные магнитные поля.

Следствием этого будет являться ЯМР-спектр с более, чем одним сигналом. Амплитуда сигнала пропорциональна числу спинов в плоскости, перпендикулярной градиенту.

Этот процесс называется частотным кодированием и делает резонансную частоту пропорциональной положению спина.

Резонансные частоты и положение спина

Процесс частотного кодирования делает резонансную частоту пропорциональной положению спина.

$$\nu = \gamma (B_0 + x Gx) = \nu_0 + \gamma x Gx$$

$$x = (\nu - \nu_0) / (\gamma Gx)$$

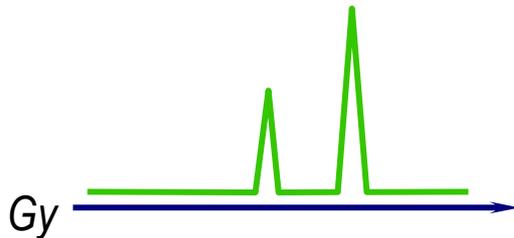
Этот принцип является основой всей магнитно-резонансной томографии.

Метод обратного проецирования

Метод обратного проецирования позволяет из ЯМР-спектра создать изображение.

Метод обратного проецирования – это дополненная процедура частотного кодирования. При этом методе вначале объект помещается в магнитное поле. С нескольких углов применяется одномерный градиент поля и для каждого градиента регистрируется ЯМР-спектр.

Метод обратного проецирования. Пример



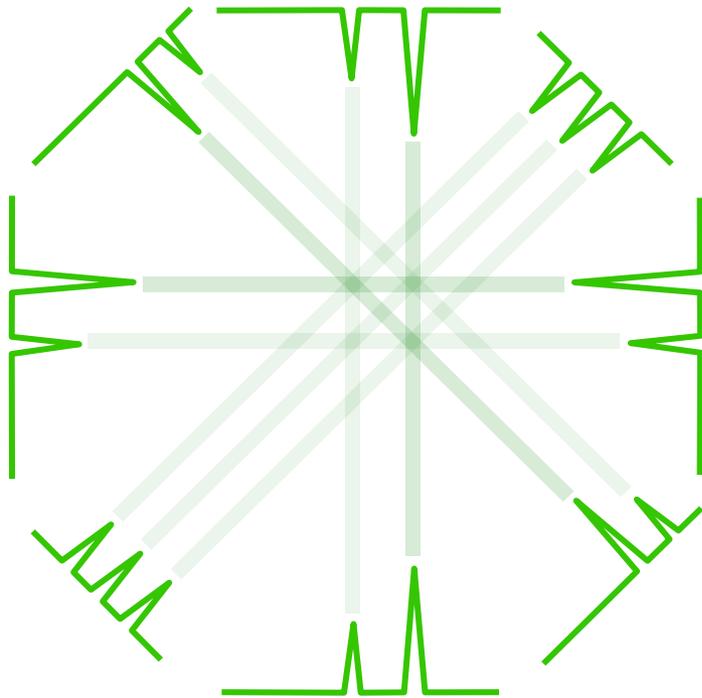
1. Допустим, что нам необходимо изображение плоскости yz объекта. Градиент магнитного поля по направлению $+y$ применяется к объекту и регистрируется ЯМР-спектр.

Метод обратного проецирования. Пример



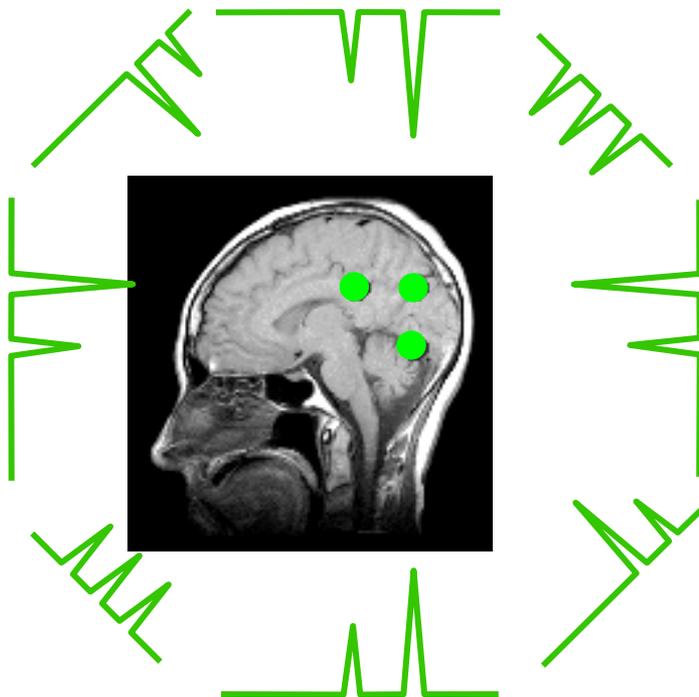
2. Второй ЯМР-спектр регистрируется с градиентом углом θ в один градус к оси $+y$. Процесс повторяется 360 раз между 0° и 359° . После того, как получены все данные, они могут быть восстановлены по проекциям пространства в компьютерной памяти.

Проекции



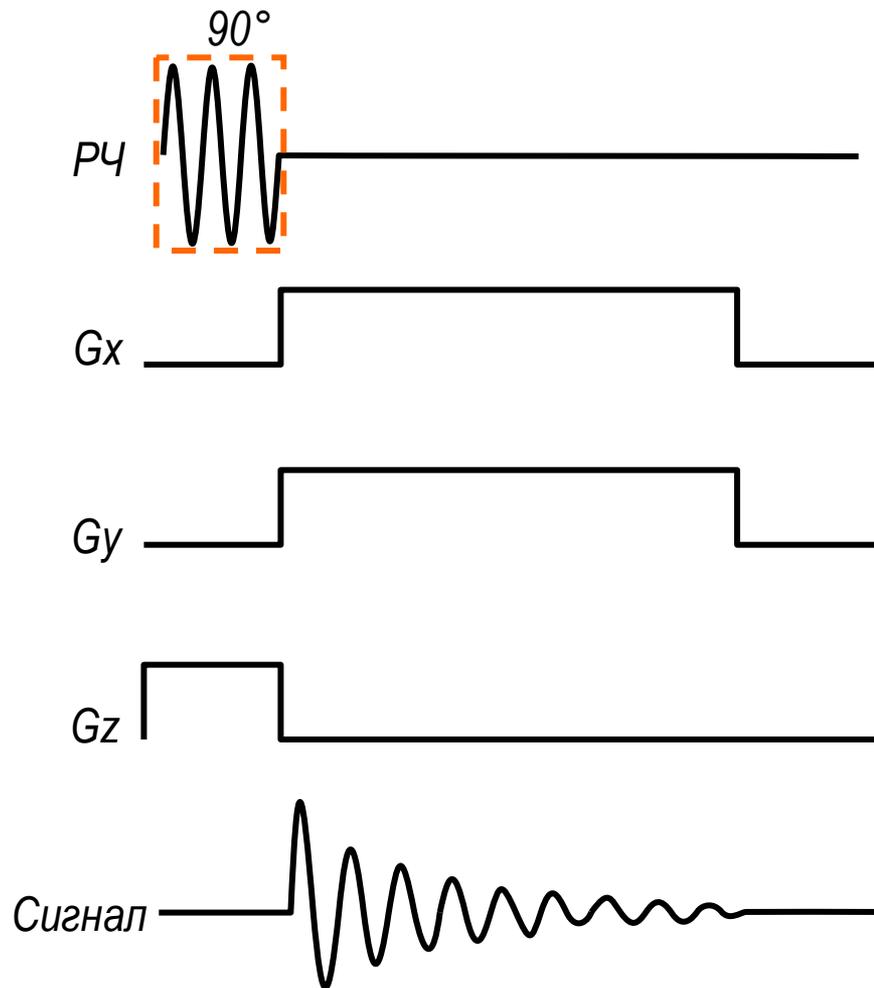
После того, как
получены все данные,
они могут быть
восстановлены по
проекциям
пространства в
компьютерной
памяти

Метод обратного проецирования. Пример



Изображение можно увидеть после нивелирования фоновой интенсивности. Схема обратного отображения называется обратным преобразованием Радона

Импульсная последовательность



В стандартной 90-FID отображающей последовательности схема обратного отображения может применяться с помощью импульсной последовательности.

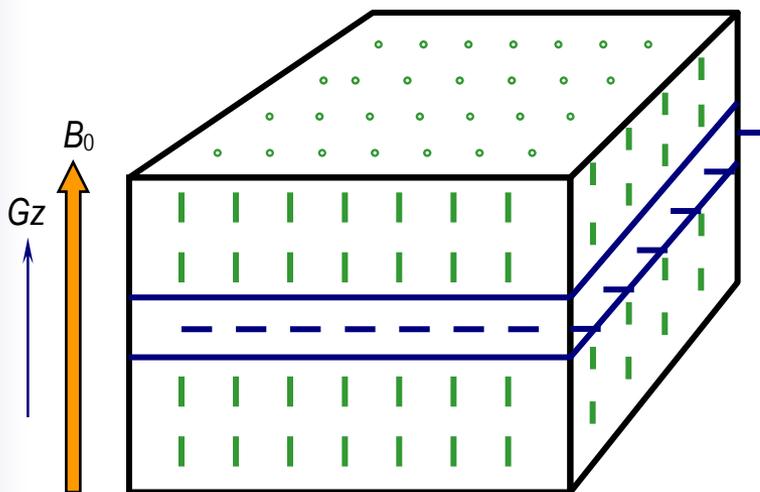
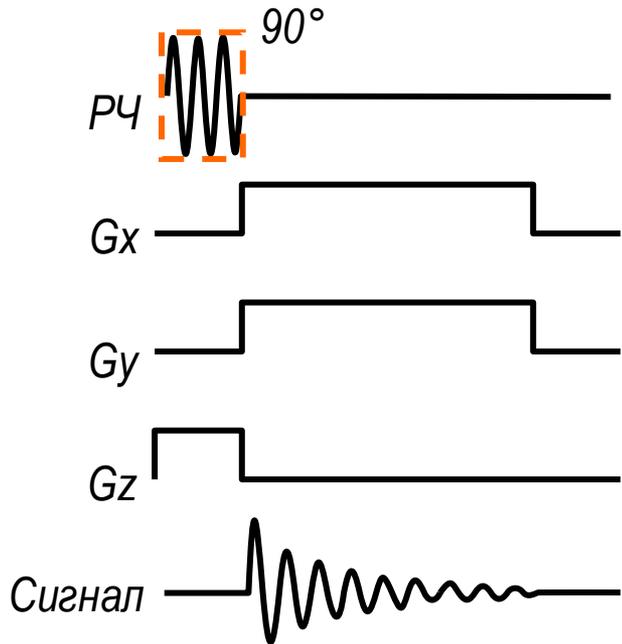
Градиенты поля

Изменение угла градиента θ достигается применением линейной комбинации двух градиентов. В данном случае Y и X градиенты применены в соотношениях, необходимых для получения нужного частотного градиента Gf .

$$Gy = Gf \sin \theta \quad Gx = Gf \cos \theta$$

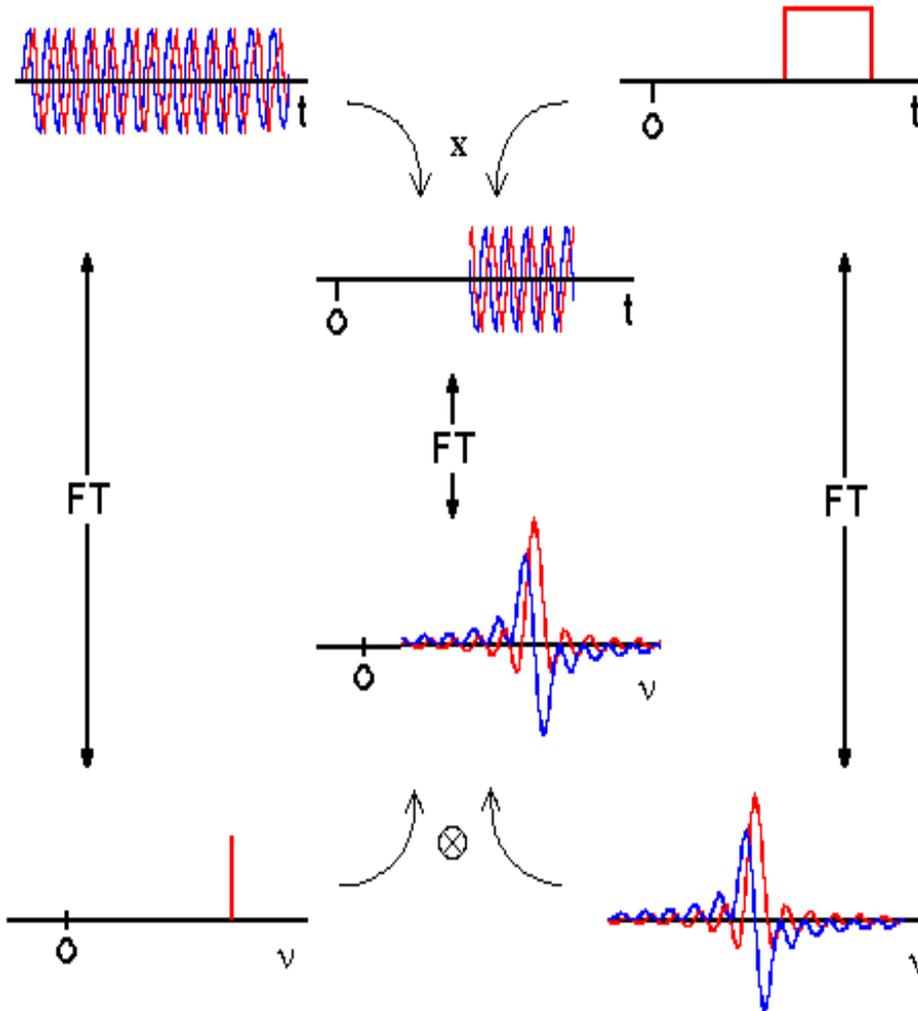
Для применения метода обратного проецирования необходима возможность получать изображения спинов в тонких срезах. Это выполняется при помощи градиента Gz на графике.

Выбор среза



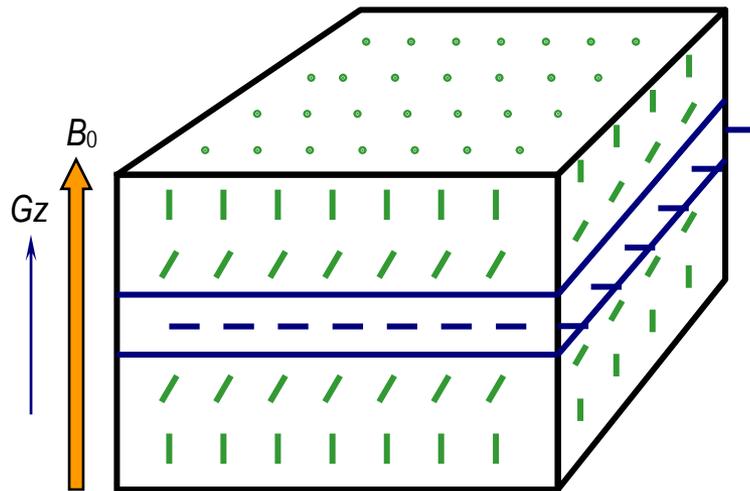
Выбором слоя в МРТ является выбор спинов на плоскости, проходящей через объект. Выбор слоя достигается применением одномерного линейного градиента магнитного поля во время действия РЧ-импульса. 90° -импульс, примененный вместе с градиентом магнитного поля будет вращать спины, расположенные в срезе или на плоскости, проходящей через объект. Это выглядит так, как если бы у нас был куб из маленьких векторов суммарной намагниченности

Выбор среза



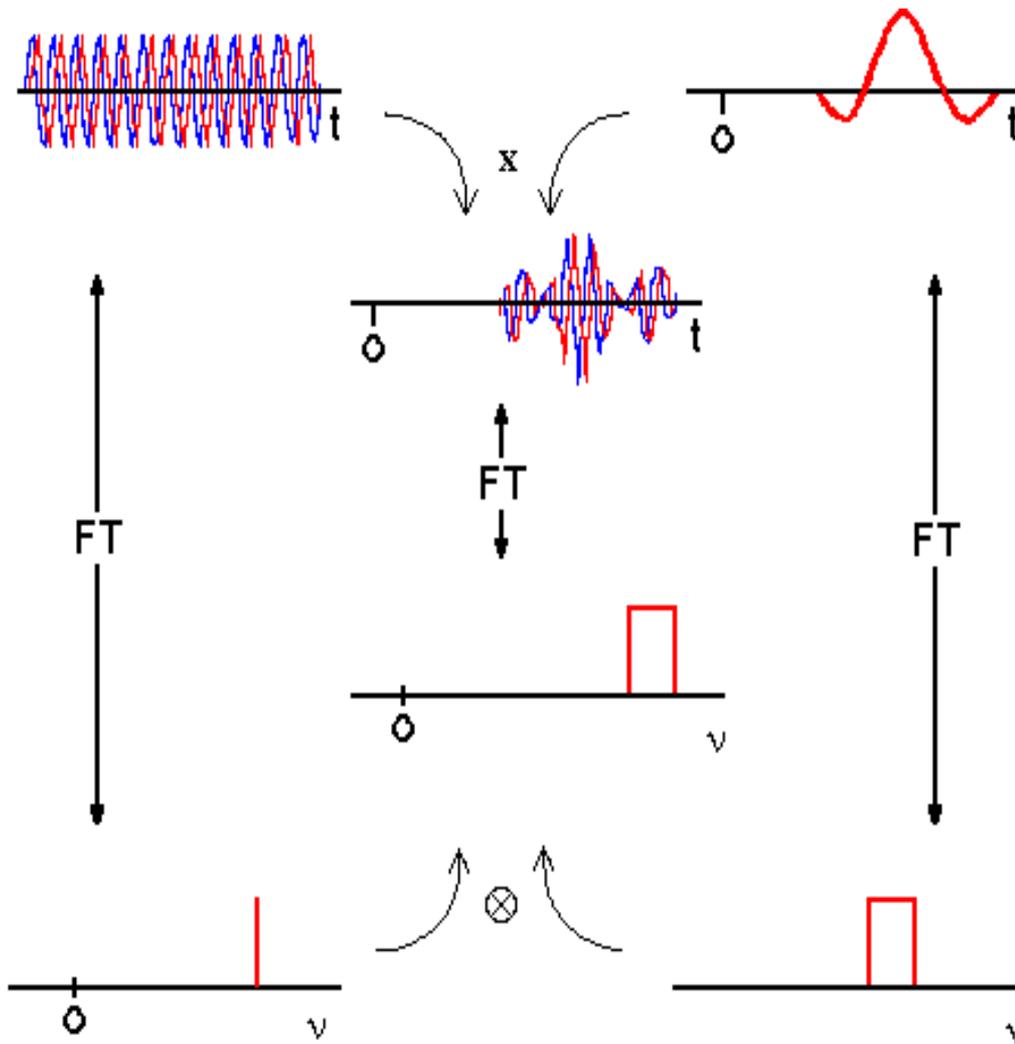
Для понимания этого нам необходимо знать частоты, содержащиеся в 90° -импульсе. 90° -импульс содержит диапазон частот. Это можно увидеть, применив теорему свертки. Частоты прямоугольного 90° -импульса имеют вид sinc импульса. На рисунке представлены действительные части этого импульса. Амплитуда sinc функции имеет максимум при частоте радиочастоты, включенной и затем выключенной. Эта частота повернется на 90° , тогда как другие меньшие и большие частоты повернутся на меньшие углы.

Форма РЧ-сигнала



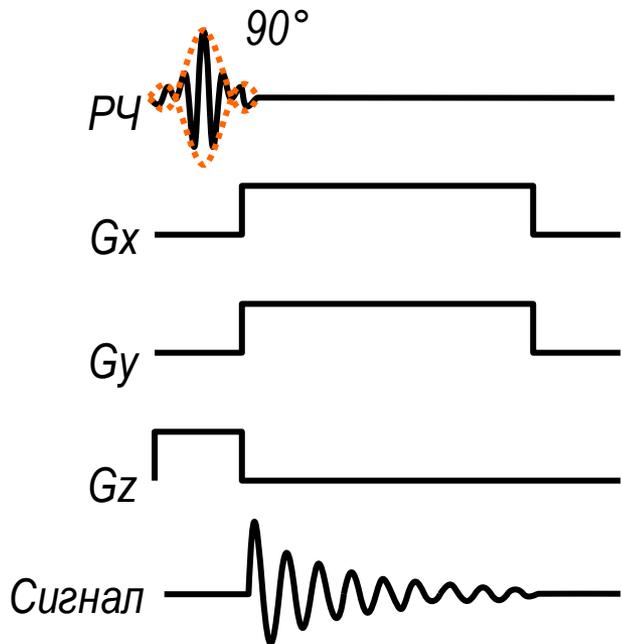
Применение этого 90° -импульса с градиентом магнитного поля по направлению x повернет некоторые спины из плоскости, перпендикулярной оси x , на 90° градусов. Слово "некоторые" было использовано, так как B_1 некоторых частот меньше, чем это необходимо для поворота на 90° . Вследствие этого, выбранные спины, фактически, не входят в состав слоя. Т.е. границы слоя оказываются не резкими, а «размазанными».

Огибающая РЧ-сигнала



Профиль среза (слоя) можно улучшить (сделать границы резкими), если формировать 90° -импульс в виде sinc импульса (т.е. огибающая импульса не прямоугольник, а функция sinc).

Оптимальные кодирующие импульсы

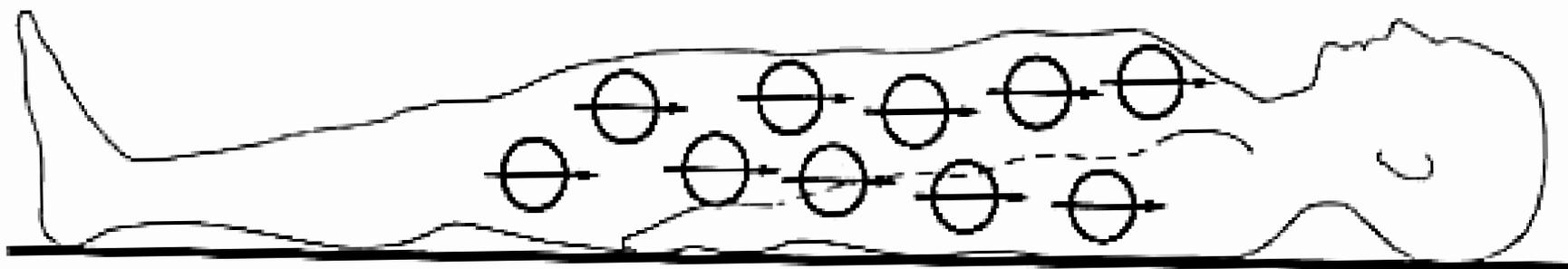
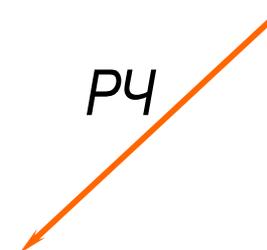
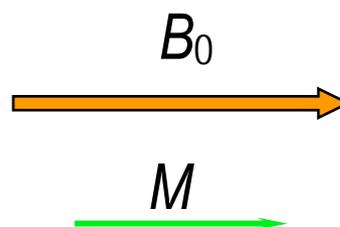


Метод обратного отображения может быть достигнут применением следующих импульсов. Предшествующий 90° -импульс вида sinc функции применяется вместе со срез-селектирующим градиентом. Градиент частотного кодирования включается в тот момент, когда выключается срез-селектирующий импульс.

В этом примере, градиент частотного кодирования состоит из градиентов G_x и G_y . Спады свободных индукций подвергнуты преобразованию Фурье для получения частотной компоненты спектра, которая затем, для получения изображения, подвергается восстановлению по проекциям.

Метод обратного проецирования необычайно полезен для обучения, но никогда не используется в современной МРТ. Вместо него используется метод отображения с применением преобразованием Фурье.

Направления векторов

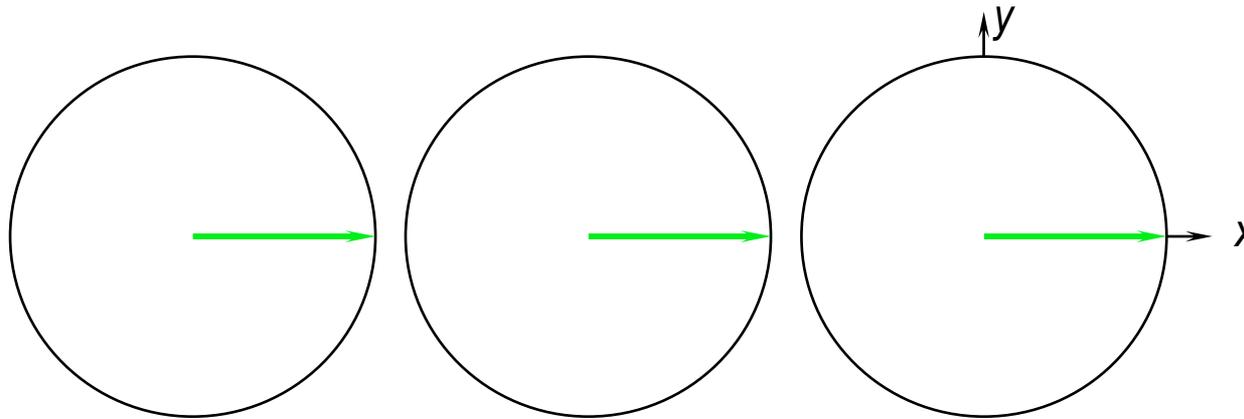


Концепция третьего типа
градиентного магнитного
поля, называемая фазо-
кодирующим градиентом
дополненным срез-
селектирующим и частотно-
кодирующим градиентами

Градиент фазового кодирования

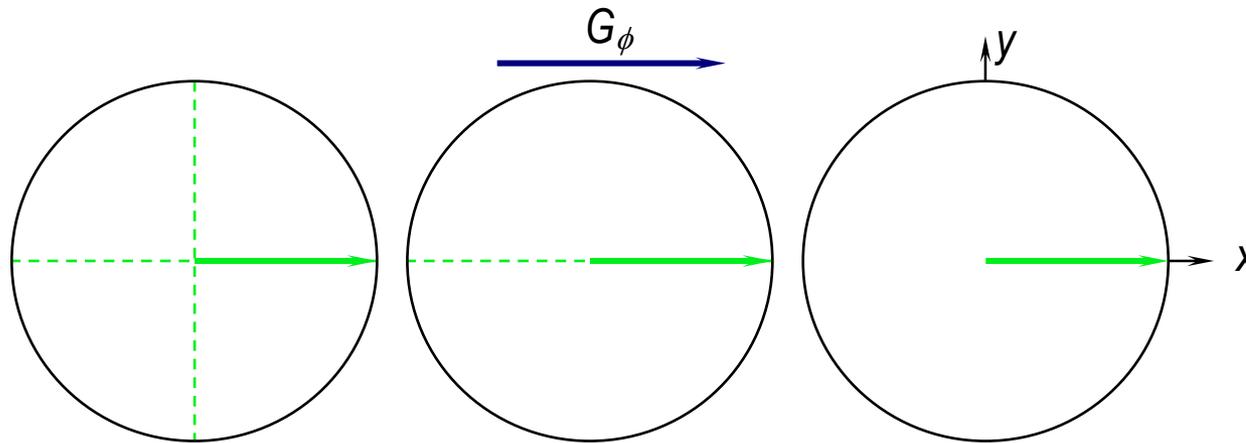
Это градиент магнитного поля B_0 .
Он используется для того, чтобы
придать определенный фазовый угол
вектору поперечной намагниченности.
Угол зависит от того, где расположен
вектор поперечной намагниченности.

Пример. Градиент фазового кодирования



Пусть существует три области со спинами. Вектор поперечной намагниченности от каждого спина вращается вокруг оси z меняя своё направление относительно (проекцию на) осей x и y . Три вектора имеют одинаковый химический сдвиг и, следовательно, в одинаковом магнитном поле Ларморова частота у них одинакова.

Пример. Градиент фазового кодирования



Если градиентное магнитное поле применяется вдоль оси x , все три вектора будут прецессировать вокруг направления примененного магнитного поля с частотой, определяемой из резонансного уравнения:

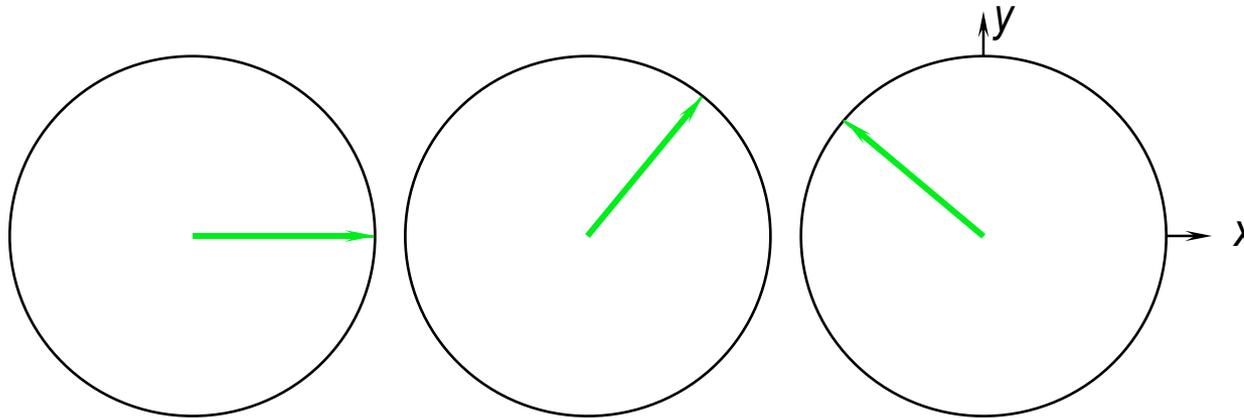
$$\mathbf{v} = \gamma (\mathbf{B}_0 + x \mathbf{G}_x) = \mathbf{v}_0 + \gamma x \mathbf{G}_x$$

Во время действия фазо-кодирующего градиента каждый вектор поперечной намагниченности имеет собственную, отличную от других, Ларморову частоту

Пример. Градиент фазового кодирования

Если градиент в направлении x выключается, внешнее магнитное поле, испытываемое каждым спиновым вектором для всех практических целей, остается одинаковым. Поэтому частота Лармора каждого вектора поперечной намагниченности одинакова.

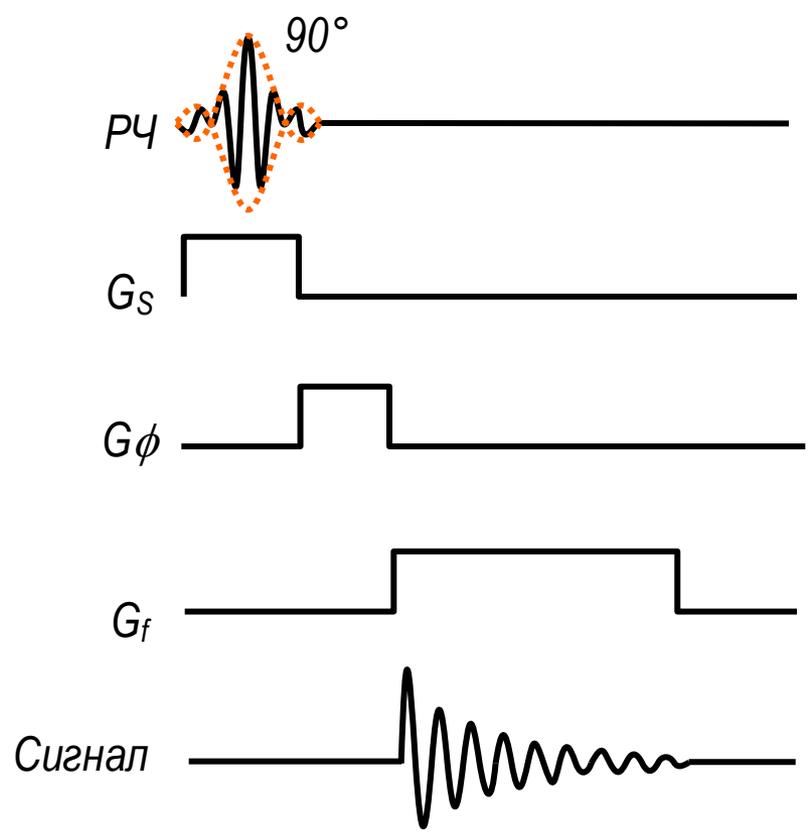
Пример. Градиент фазового кодирования



Фазовый угол, ϕ , каждого вектора, с другой стороны не одинаков. Фазовым углом является угол между опорной осью, к примеру y , и вектором намагниченности в момент выключения фазо-кодирующего градиента. В этом примере рассмотрены три различных фазовых угла.

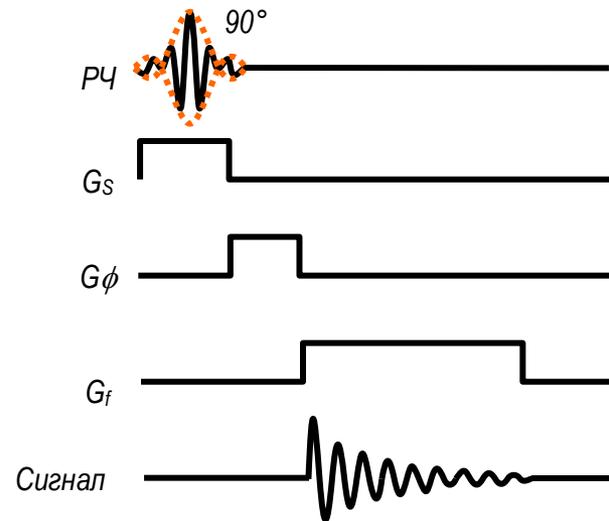
Как и в случае частотно-кодирующего градиента, если бы существовал какой-либо способ измерения (в данном случае фазы) векторов спина, можно было бы установить их положение вдоль оси x .

Отображающая последовательность для томографии с применением преобразования Фурье



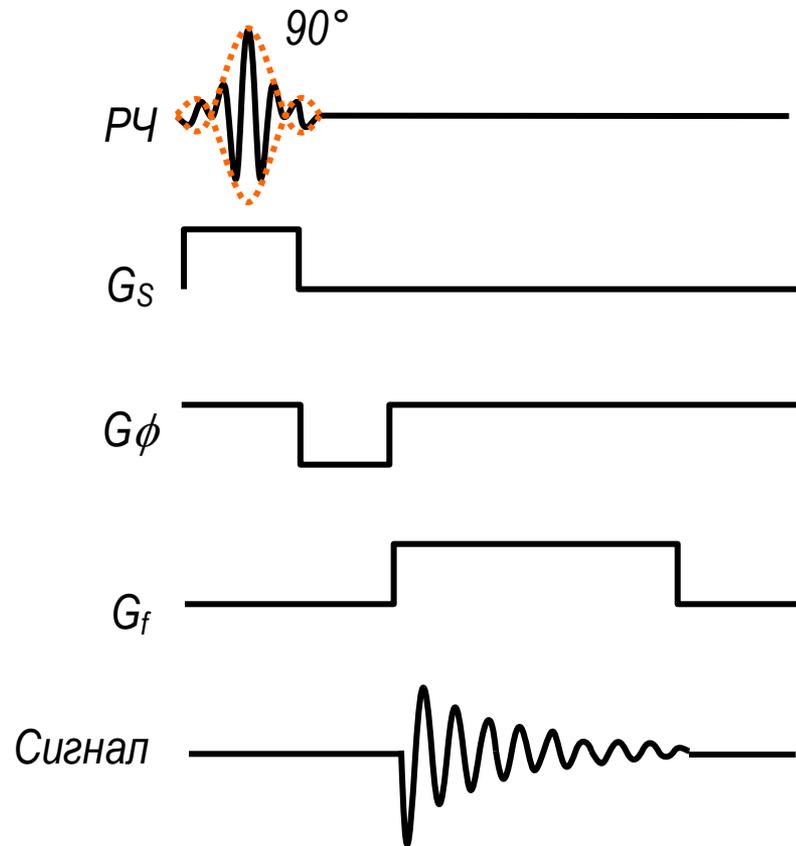
Временная диаграмма для отображающей последовательности показывает радиочастотные импульсы, градиенты магнитного поля и сигнал, как функцию от времени.

Элементы временной диаграммы



Простейшая отображающая последовательность преобразования Фурье содержит 90° импульс выбора среза, импульс градиента выбора среза, фазо-кодирующий градиентный импульс, частотно-кодирующий градиентный импульс, и сигнал. Импульсы для трех градиентов представляют величины и длительности градиентов магнитного поля. Первым событием, происходящим в этой отображающей последовательности, является включение срез-селектирующего градиента. Одновременно применяется РЧ-импульс выбора среза. РЧ-импульс выбора среза является аподизированной функцией sinc имеющей вид пакета РЧ-энергии. После окончания РЧ-импульса срез-селектирующий градиент выключается и включается фазо-кодирующий градиент. После выключения фазо-кодирующего градиента включается частотно-кодирующий градиент и регистрируется сигнал. Сигнал имеет форму спада свободной индукции.

Элементы временной диаграммы



Пример того, как будет выглядеть последовательность из восьми шагов фазового кодирования

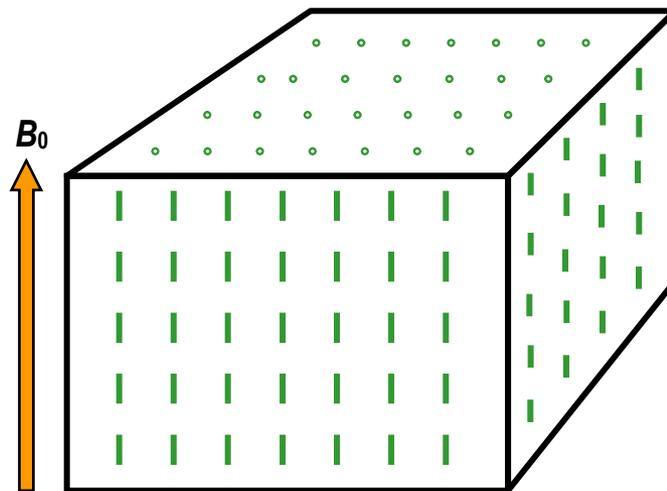
Последовательность импульсов обычно повторяется 128 или 256 раз для сбора всех необходимых данных для предоставления изображения. Время между повторениями последовательности называется временем повторения (repetition time, T_R). С каждым повторением последовательности меняется величина фазо-кодирующего градиента. Величина изменяется на одинаковое значение между максимальной амплитудой градиента и минимальным значением.

Элементы временной диаграммы

Срез-селектирующий градиент всегда применяется перпендикулярно плоскости среза. Фазо-кодирующий градиент применяется вдоль одной из сторон плоскости изображения. Частотно-кодирующий градиент применяется вдоль оставшегося края плоскости изображения. В таблице показаны возможные комбинации градиентов выбора среза, фазо-кодирующего и частотно-кодирующего.

	Градиент		
Плоскость среза	Срез	Фаза	Частота
xy	z	x или y	y или x
xz	y	x или z	z или x
yz	x	y или z	z или y

Рассмотрение последовательности с макроскопической точки зрения спиновых векторов



Пусть куб спинов, помещён в магнитное поле. Куб состоит из нескольких объемных элементов, каждый из которых имеет свой суммарный вектор намагниченности. Допустим, что требуется отобразить срез плоскости xu . Магнитное поле \mathbf{B}_0 направлено вдоль оси z .

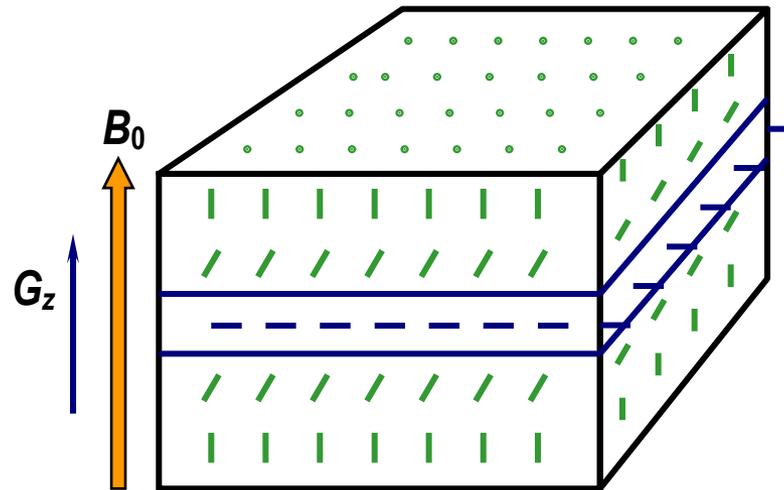
Срез-селектирующий градиент

Срез-селектирующий градиент применяется вдоль оси z . РЧ-импульс поворачивает только те спиновые пакеты внутри куба, которые удовлетворяют резонансному уравнению. Эти спиновые пакеты, в этом примере, расположены на плоскости xy . Расположение плоскости вдоль оси z по отношению к изоцентру определяется по формуле:

$$z = \Delta\nu / \gamma G_s$$

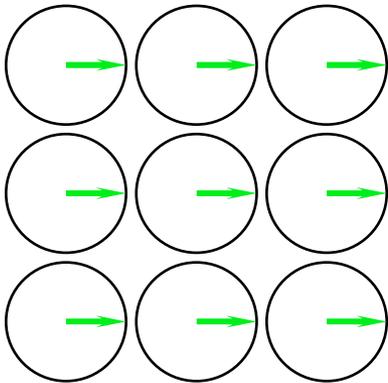
где $\Delta\nu$ – смещение частоты относительно ν_0 (а именно, $\nu - \nu_0$), G_s – значение срез-селектирующего градиента и γ – гиромагнитное отношение.

Выбор среза

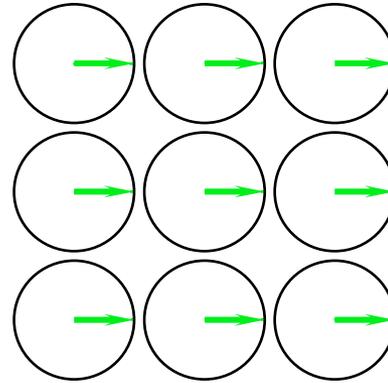


РЧ-импульс не воздействует на спины, расположенные выше или ниже этой выбранной плоскости

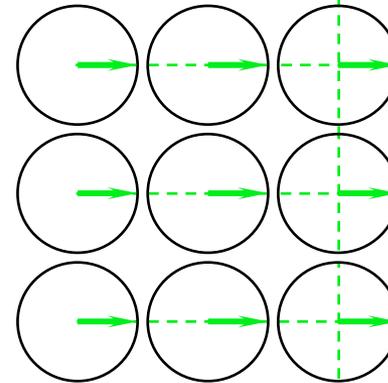
Пример подмножества 3×3 векторов суммарной намагниченности



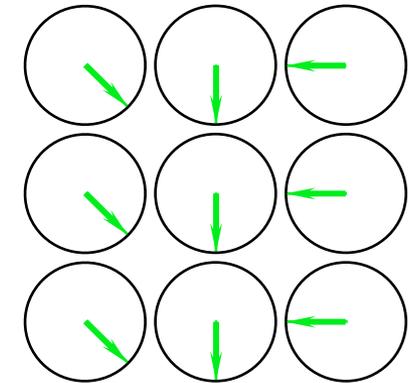
Изображение спинов на плоскости выбранного среза.



После поворота на плоскость xu эти вектора будут прецессировать с ларморовой частотой, определяемой магнитным полем, которое испытывает каждый из них. Если магнитное поле было однородным, все девять прецессионных соотношений будут равны.

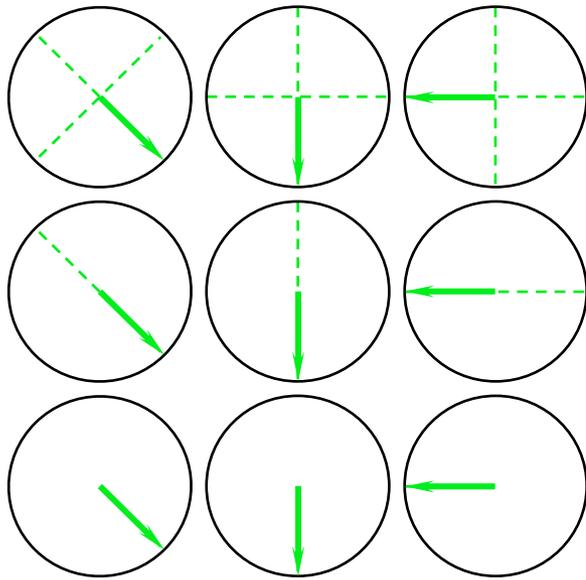


Фазо-кодирующий градиент применяется после среза-селектирующего. Пусть градиент применён вдоль оси x , спины с разными местонахождениями вдоль оси x начинают прецессировать с разными частотами Лармора.



После выключения фазо-кодирующего градиента вектора намагниченности продолжают прецессировать с той же скоростью, но приобретают разные фазы, которые определяются длительностью и величиной фазо-кодирующего градиентного импульса.

Пример подмножества 3×3 векторов суммарной намагниченности

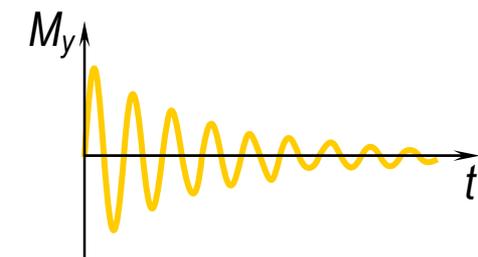
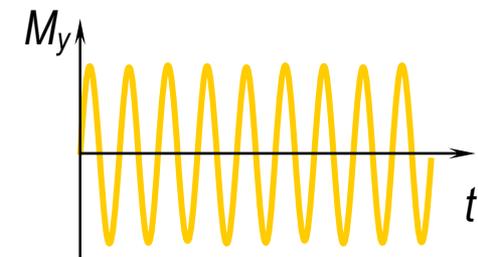
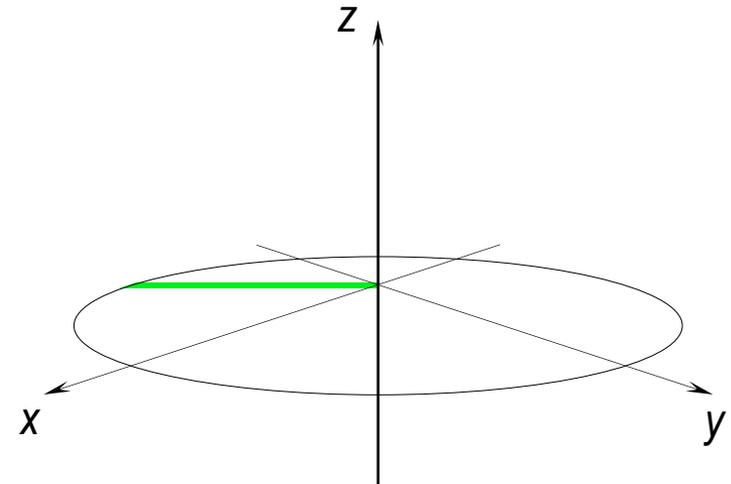


После выключения фазо-
кодирующего градиентного
импульса включается
частотно-кодирующий
градиентный импульс. В этом
примере частотно-
кодирующий градиент имеет
направление $-y$.

Частотно-кодирующий градиент заставляет спиновые пакеты прецессировать со скоростями, зависящими от их y положения. Заметим, что теперь, каждый из девяти векторов суммарной намагниченности характеризуется уникальными фазовым углом и частотой прецессии. Если бы существовала возможность определения фазы и частоты сигнала из вектора суммарной намагниченности, можно было бы определить позицию каждого из девяти элементов.

Временной интервал сигнала

Во время вращения вокруг оси z , поперечная намагниченность индуцирует ток в катушке провода, расположенной вокруг оси x . Построив зависимость тока от времени, получим синусную кривую. Из-за расфазировок спиновых пакетов, эта кривая будет затухать с постоянной времени T_2^* . Такой сигнал называется спадом свободной индукции (FID – free induction decay).



Пример подмножества 3×3 векторов суммарной намагниченности

Простое преобразование Фурье способно решить задачу определения позиции каждого из девяти векторов суммарной намагниченности. Например, если одиночный вектор располагался по $(X, Y) = 2, 2$, то его FID будет содержать синусоиду частоты 2 и фазы 2. Преобразование Фурье этого сигнала уберет один пик с частотой 2 и фазой 2. К сожалению, одномерное преобразование Фурье не способно решить задачу в случае если более чем один вектор расположен внутри матрицы 3×3 с отличающимся положением по направлению фазо-кодирующего градиента. Для каждого местоположения направления фазо-кодирующего градиента должен быть один шаг градиента фазового кодирования. Для каждого неизвестного, которое нужно найти, необходимо одно уравнение. Поэтому, если существуют три положения направлений фазового кодирования, будут необходимы три уникальных амплитуды фазо-кодирующего градиента и получение трех уникальных спадов свободной индукции. Если требуется решить 256 положений в направлении фазового кодирования, потребуется 256 различных значений фазо-кодирующего градиента и зарегистрировать 256 различных спадов свободной индукции.

Фурье-преобразование сигнала (ФП)

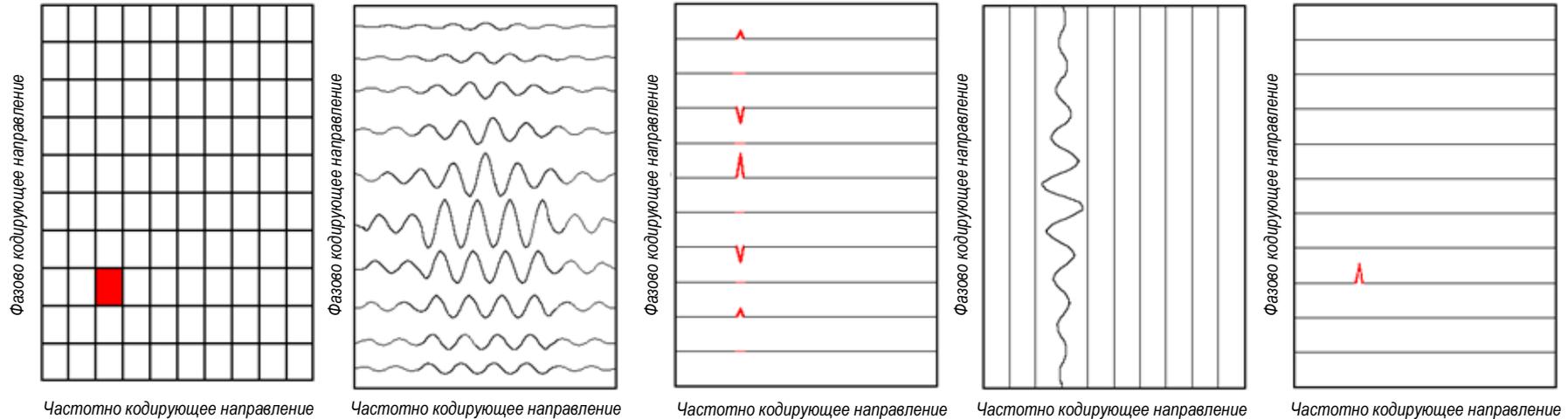
Для получения изображения или картинки расположения спинов, спады свободной индукции или сигналы, описанные выше, должны быть подвергнуты преобразованию Фурье. Сначала сигналы подвергаются преобразованию Фурье по направлению Y для извлечения частотного компонента информации, затем, по направлению фазового кодирования для извлечения информации о положении по направлению градиента фазового кодирования.

Интенсивность вокселя – $I(x,y)$; интенсивность сигнала эха – $S(t_x, G)$;

G_x , G_y – градиенты по x и y соответственно; t_x и t_y – длительности градиентов.

$$I(x, y) = \frac{1}{2} \iint S(t_x, G_y) \exp(-i\gamma G_x t_x - i\gamma G_y t_y)$$

Преобразование сигнала. Пример 1



Существует единственный воксел с суммарной намагниченностью.

Временной и частотной компоненты данных, («сырые» данные). Во временном компоненте присутствует одна частота колебания (по направлению фазы).

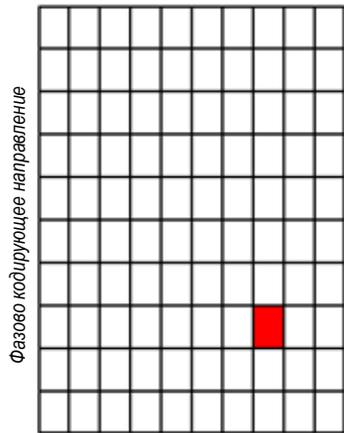
ФП дает серию пиков по направлению частотного кодирования с частотой, соответствующей положению x воксела со спином

$$(\nu - \nu_0) = \gamma x G_f$$

Амплитуда пиков изменяется, если смотреть сверху вниз по направлению фазового кодирования

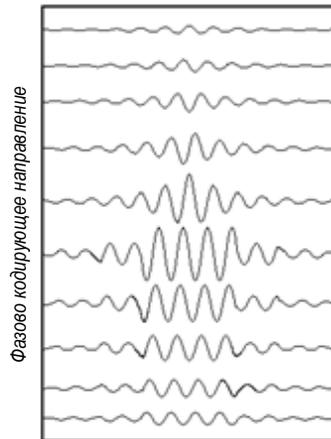
По направлению фазового кодирования ФП дает единственный пик. Частота и фаза этого пика соответствует положению воксела со спинами.

Преобразование сигнала. Пример 2



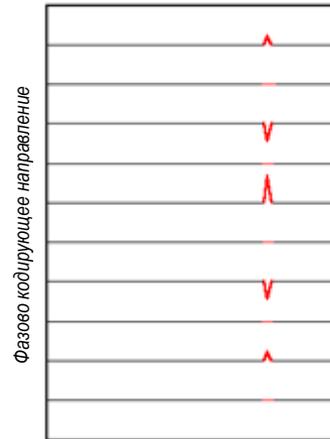
Частотно кодирующее направление

Единственный воксел с намагниченностью в новом положении частотного кодирования, но в том же положении фазового кодирования.



Частотно кодирующее направление

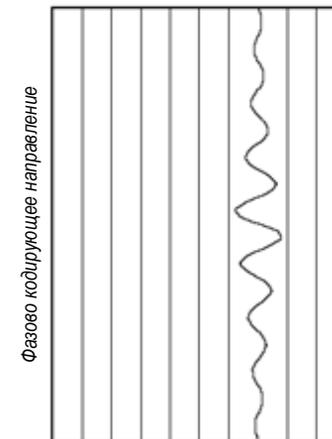
Временной и частотный компоненты данных, («сырые» данные). Во временном компоненте присутствует одна частота колебания. (по направлению фазы).



Частотно кодирующее направление

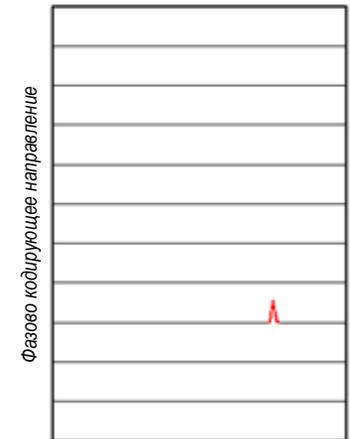
ФП дает серию пиков по направлению частотного кодирования с частотой, соответствующей положению x воксела со спином

$$(\nu - \nu_0) = \gamma x G_f$$



Частотно кодирующее направление

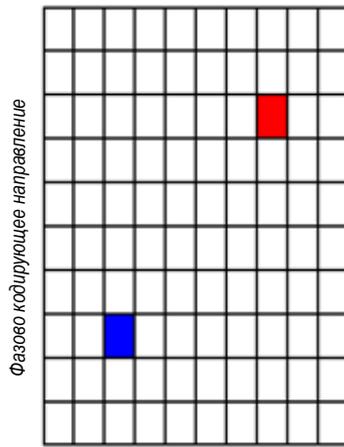
Амплитуда пиков изменяется, если смотреть сверху вниз по направлению фазового кодирования



Частотно кодирующее направление

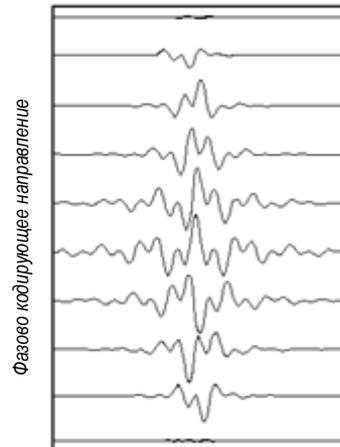
По направлению фазового кодирования ФП дает единственный пик. Частота и фаза этого пика соответствует положению воксела со спинами.

Преобразование сигнала. Пример 3



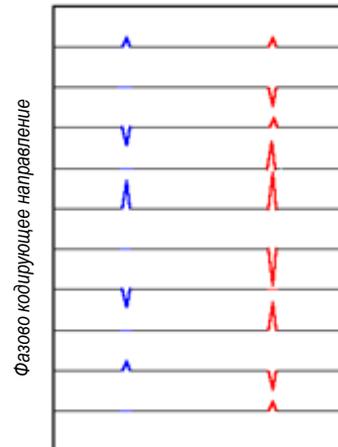
Частотно кодирующее направление

Два воксела с суммарной намагниченностью в отображаемой плоскости.



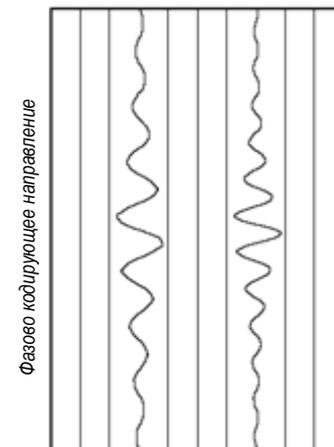
Частотно кодирующее направление

«Сырые» данные Во временном компоненте присутствуют биения. Можно увидеть частоту биения колебания в фазовом направлении, также показывающим две частоты.



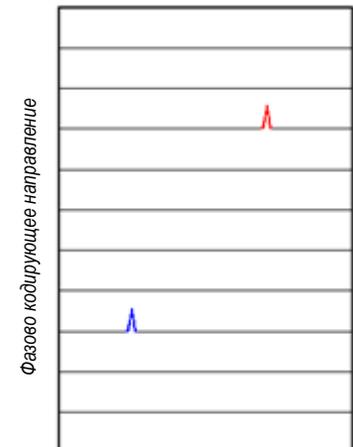
Частотно кодирующее направление

ФП дает серию пиков по направлению частотного кодирования с двумя частотами, соответствующим и положениям x воксела со спином.



Частотно кодирующее направление

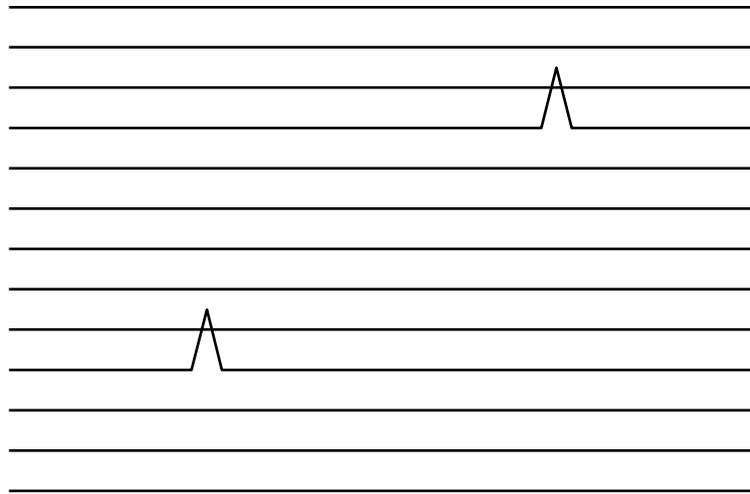
Амплитуда пиков изменяется, если смотреть сверху вниз по направлению фазового кодирования.



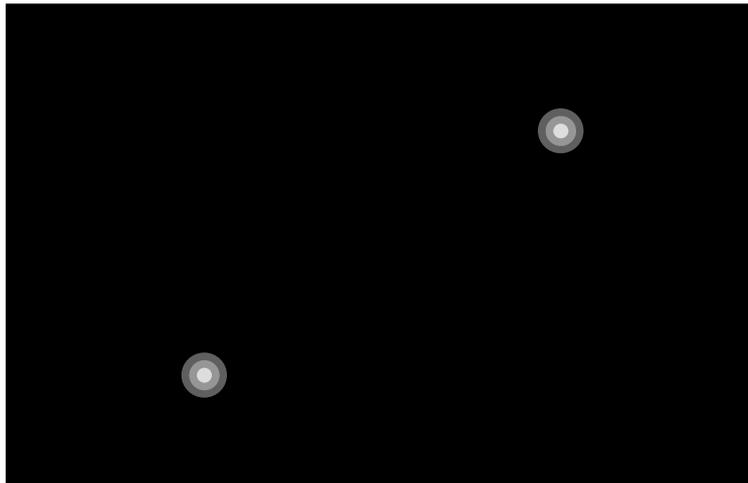
Частотно кодирующее направление

По направлению фазового кодирования ФП дает два пика. Частота и фаза пиков соответствуют положению вокселей со спинами.

Получение изображения



Подвергнутые преобразованию Фурье данные представляются как изображение переводением интенсивностей пиков в интенсивности пикселов представляющих томографическое изображение



Качество МР-изображений

Качество МР изображения зависит от:

- Интенсивности МР-сигнала
- Отношения сигнал-шум
- Пространственного разрешения
- Присущего и искусственно усиленного контраста между тканями
- Объема вокселя
- Наличия потоков (например, кровь)
- Алгоритмов захвата сигнала и визуализации
- Отсутствия артефактов

Качество МР-изображений

Интенсивность сигнала пропорциональна количеству протонов в элементарном объёме (вокселе).

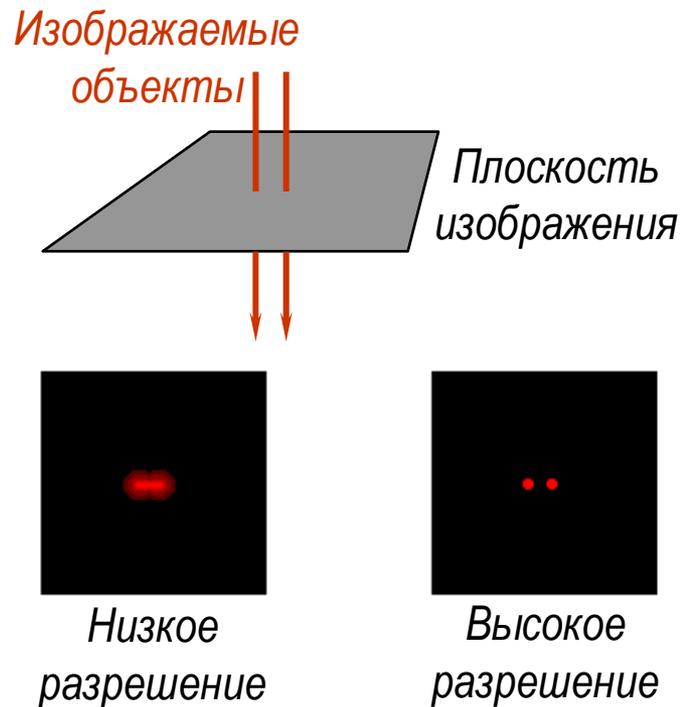
Увеличение пространственного разрешения:

- При данной величине B_0 можно за счёт уменьшения отношения сигнал-шум путём увеличения времени эксперимента (многократное усреднение данных).
- При увеличении величины B_0 отношение сигнал-шум увеличивается, однако изменяется контраст изображения. Время T_1 увеличивается, тогда как T_2 не меняется, что влияет на интенсивность сигнала от вокселя.

Контраст изображения зависит

- От величины B_0 . Максимальный контраст при $B_0 = 0,2-0,6$ Тл.
- От выбора импульсной последовательности. При неправильном выборе последовательности может быть утерян.

Разрешение изображения



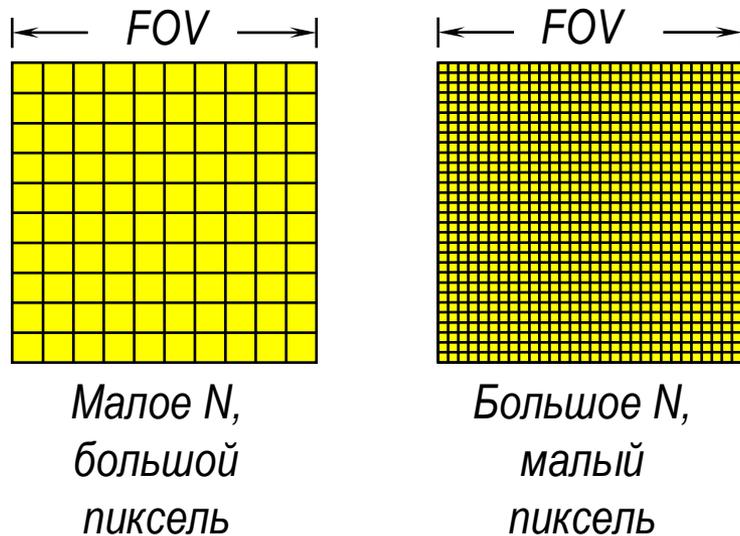
Два элемента изображения называются разрешенными, если они различимы. Возможность разрешения двух элементов изображения является функцией от многих переменных;

T_2 , отношение сигнал-шум, частота дискретизации, толщина среза и размер матрицы изображения - лишь некоторые из них.

Разрешение является критерием качества изображения. Одно изображение имеет более высокое разрешение, чем другое изображение, когда два элемента, находящиеся на расстоянии 1 мм, различимы, в первом случае и не различимы в другом. Разрешение обратно пропорционально расстоянию между двумя различимыми элементами изображения.

Разрешение изображения

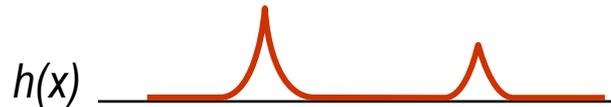
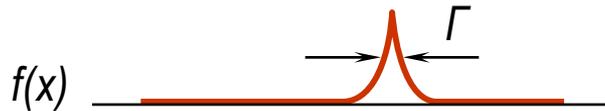
Поле обзора (field of view – FOV) по направлению частотного кодирования.



Легко увидеть зависимость между разрешением, полем обзора и числом точек данных, N , в изображении. Невозможно разрешить два элемента, расположенные ближе, чем FOV/N , или пиксел. Можно предположить, что увеличение числа точек данных изображения улучшит разрешение.

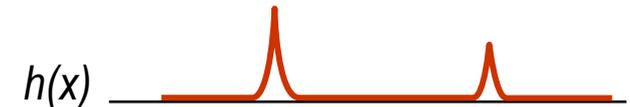
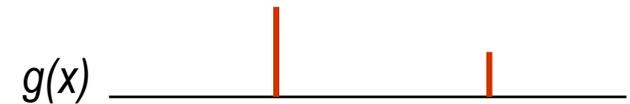
Увеличение числа точек данных изображения уменьшит размер пиксела, но никак не улучшит разрешение. Даже в изображении без шума и с оптимальным контрастированием не всегда можно разрешить два элемента размерами в пиксел, так как вмешивается T_2^* .

Разрешение изображения. Влияние T_2



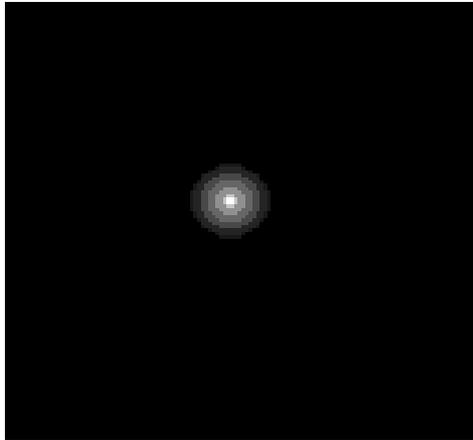
Γ – ширина
сплошной линии в
Гц на половине
высоты равна:
 $\Gamma = (\pi T_2)^{-1}$.

Результат, $h(x)$, свертки ЯМР-спектра $f(x)$ от данного типа спина с распределением $g(x)$ для короткого T_2^* (широкая Γ).

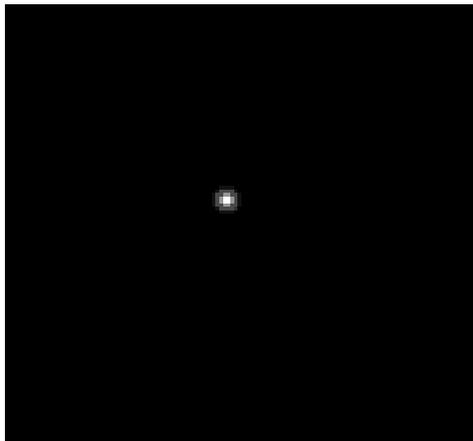


Результат, $h(x)$, свертки ЯМР-спектра $f(x)$ от данного типа спина с распределением $g(x)$ для длинного T_2^* (узкая Γ).

Разрешение изображения. www.phys.nsu.ru Оптимальный размер пиксела



*Короткое T_2^**



*Длительное T_2^**

Размер пиксела должен быть выбран приблизительно равным:

$$(\pi Gx \gamma T_2^*)^{-1}$$

Два изображения бесконечно малого точечного источника ЯМР-сигнала. В одном T_2^* длинное, а в другом T_2^* короткое. Оба изображения были получены при размерах пиксела значительно меньшим, чем $(\pi Gx \gamma T_2^*)^{-1}$

Многослойная томография

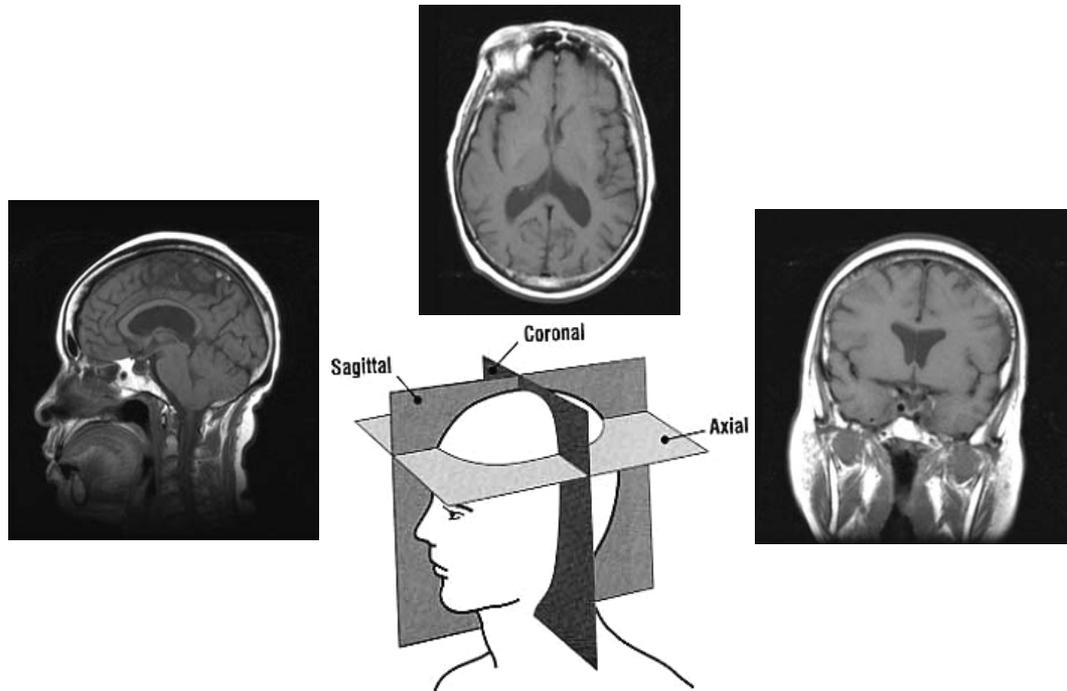
В последовательности, основанной на 90-FID, время необходимое для получения изображения равняется произведению времени T_R на число шагов фазового кодирования. Если T_R равнялось одной секунде, а число шагов градиента фазового кодирования равнялось 256, то время, необходимое для получения изображения будет равняться 4 минутам и 16 секундам. Если необходимо получить 20 изображений интересующей нас области, то время получения изображения будет приблизительно равно 1,5 часам. Очевидно, что это является невозможным при поиске патологии. Если посмотреть на временную диаграмму отображающей последовательности с временем повторения (T_R) равным одной секунде, станет ясным, что большая часть времени последовательности остается неиспользованным. Это время может использоваться для возбуждения других срезов исследуемого объекта. Единственным ограничением является то, что возбуждение одного среза не должно никак влиять на возбуждение другого среза.

Это утверждение относится и к другим последовательностям.

Особенности МР-изображения

- Обычная толщина среза – 8-10 мм (минимум – 1мм)
- Сканирование в одной плоскости включает обычно от 5 до 15 срезов (в зависимости от целей исследования).
- Степень контрастирования тканей зависит от выбора последовательности. Определяется взвешенностью изображения по временам T_1 , T_2 или по протонной плотности (PD-изображения)

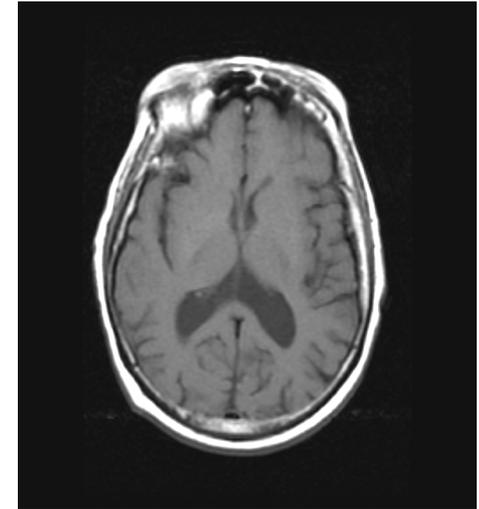
Величины T_1 и T_2 МР сигналов



- Зависят от характеристик тканей
- Например,
- Вода, жир, мускулы, кости, органы – каждая ткань даёт специфический ответ на РЧ возбуждение.
 - Получаем специфические значения T_1 и T_2 .

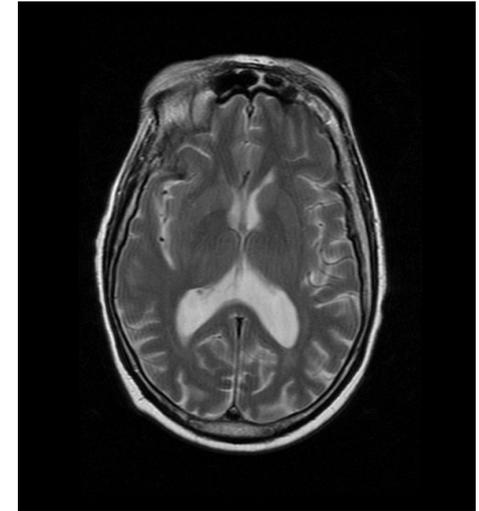
T1-контрастированные изображения (вклад времени релаксации в изображение)

- Основную роль в создании межтканевого контраста играет время релаксации T_1 . Оптимальны для демонстрации анатомической структуры исследуемой области. Чётко отражают взаимоотношения между органами, тканями и сосудами.
- Короткое время восстановления и короткое эхо-время (определяющий фактор – время восстановления T_R).



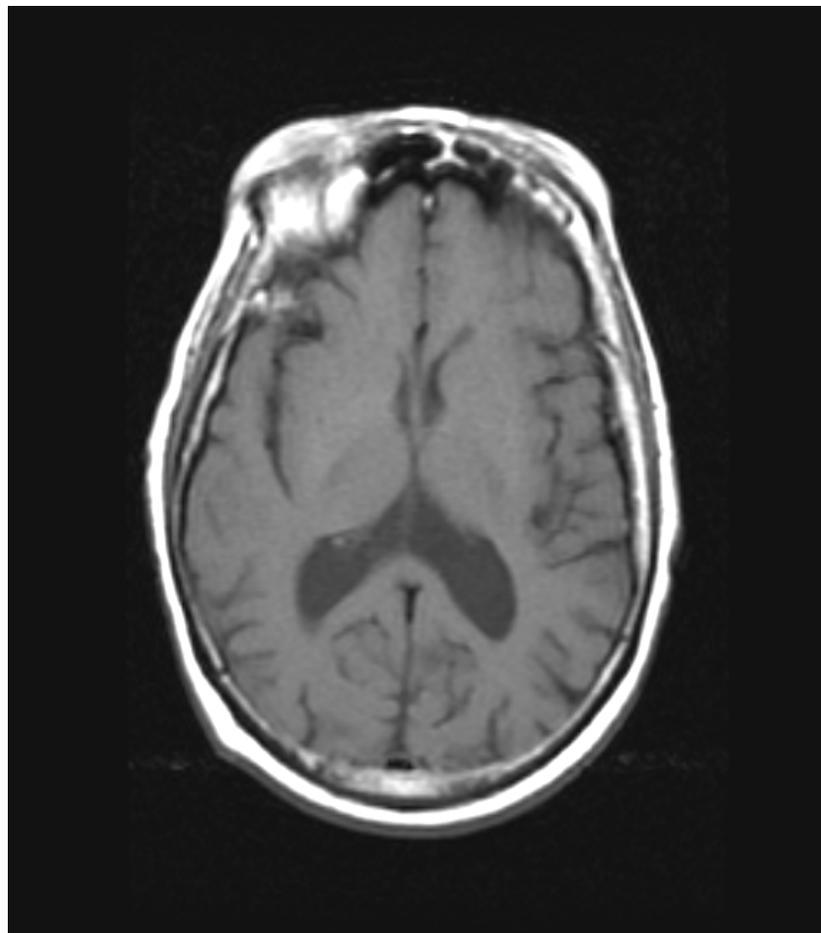
T₂-контрастированные изображения

- Максимален контраст между здоровой и патологической тканями. Оптimalен для обнаружения опухолей и очаговых изменений.
- Длинное время восстановления и длинное эхо-время (определяющий фактор – эхо-время)

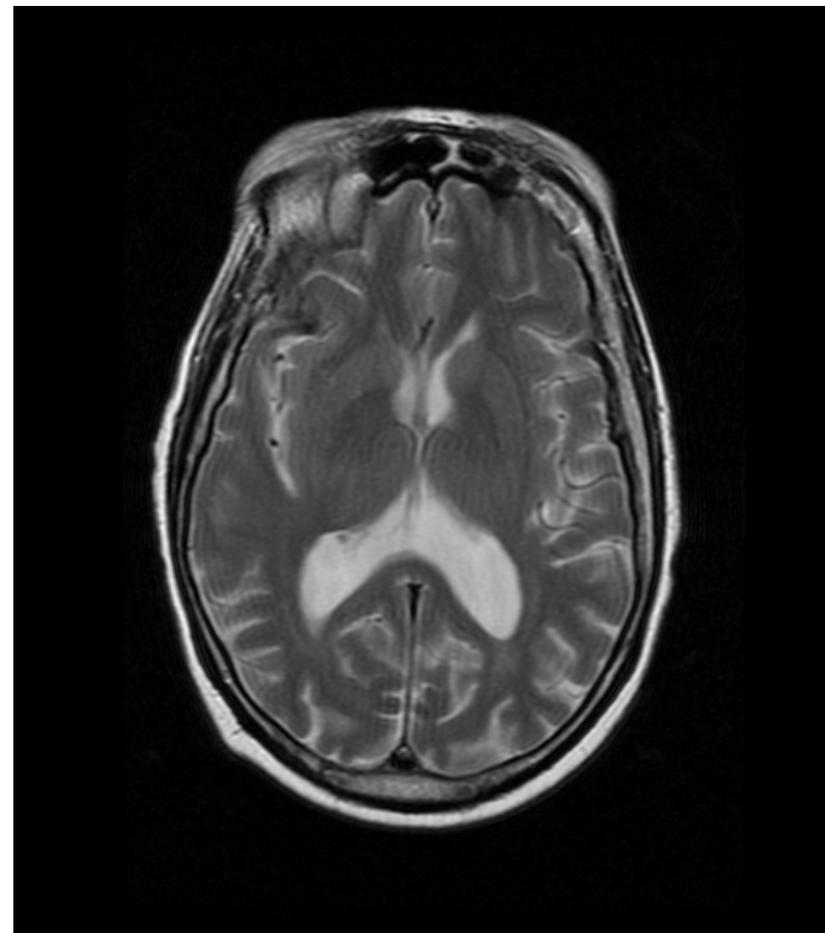


Сравнение контрастирований

T₁ сканирование



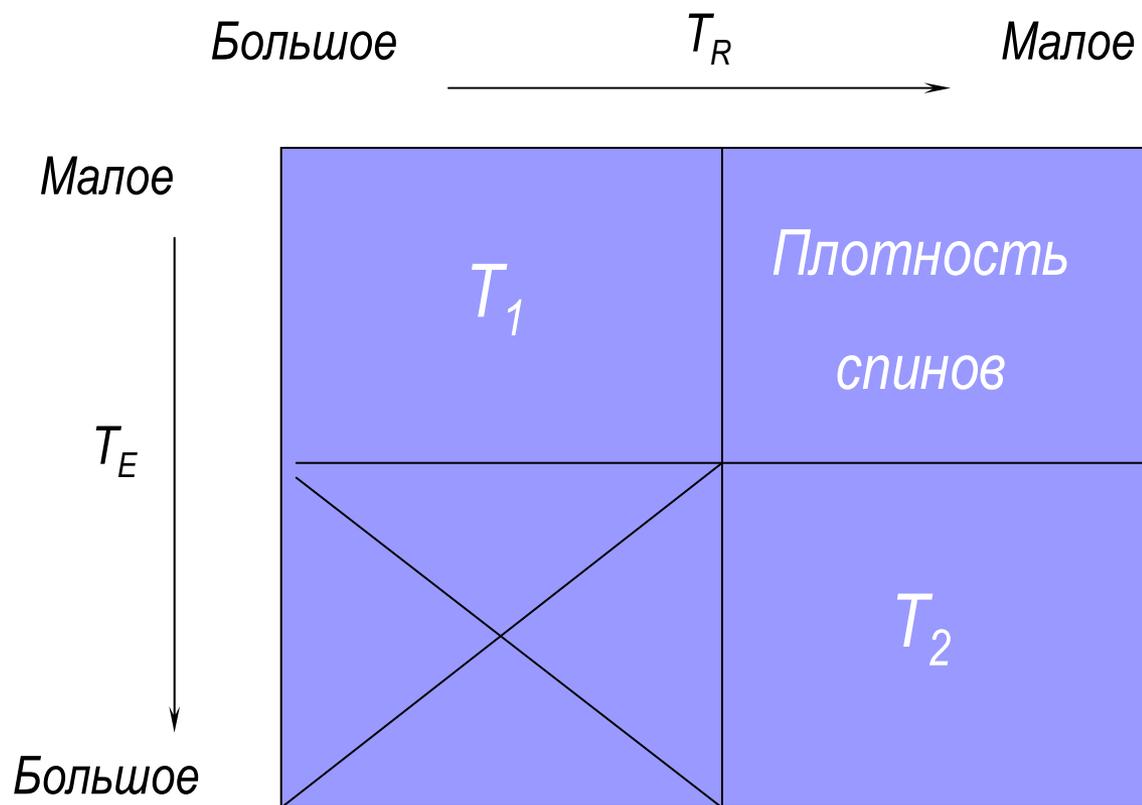
T₂ сканирование



Изображения, контрастированные по протонной плотности

- Дают дополнительную информацию, которая используется в дифференциальной диагностике при наличии патологического очага.
- Более длительное время восстановления и короткое эховремя.

Контрастность изображений в зависимости от величин времени восстановления T_R и эхо-времени T_E



Перфузионное и диффузионное контрастирование

МР-перфузия (исследования гемодинамических перфузионных процессов): минимальная инвазивность, высокая чувствительность в оценке тканевой микроциркуляции, высокая разрешающая способность, и короткое время исследования в рамках стандартных протоколов.

Экзогенные маркеры: контрастные вещества (Gd-DTPA)

Эндогенные маркёров (уровень оксигенации крови, меченые спины в крови, проникновение меченых спинов в ткани).

Методы оценки перфузии при прохождении болюса контрастного вещества, в сочетании с диффузионными исследованиями. По мере прохождения болюса контрастного вещества по сосудистой системе многократно регистрируют изображение одного и того же среза (обычно это 10 разных уровней или срезов). Само сканирование занимает 1-2 мин. График снижения интенсивности МР-сигнала при прохождении болюса контрастного вещества даёт зависимость "интенсивность сигнала - время" в каждом пикселе среза. Форма этой кривой в артерии и вене определяет артериальную и венозную функции, с помощью которых рассчитывают гемодинамические тканевые параметры

Перфузионное и диффузионное контрастирование

- Уровень оксигенации крови (BOLD).
- Дифференциальный контраст порождается метаболизмом крови в мозге.
- Оксигемоглобин → диоксигемоглобин (парамагнетик) увеличивает магнитную восприимчивость и вносит потери в сигнал (увеличенная T_2^*).
- Область повышенной метаболической активности → коррелированный сигнал (функциональная МРТ).
- Вычитание изображения после стимуляции из изображения до стимуляции.
- Цветовое кодирование перекрытий для анатомических серых изображений, демонстрирующих корреляцию активности со стимулами.

Диффузионное контрастирование

Диффузия - основной физический процесс, происходящий в ходе метаболических реакций клетки. Зависит от случайных движений молекул H_2O в тканях.

Взаимодействие локальных клеточных структур с диффундирующими H_2O молекулами создает анизотропную диффузию, зависящую от направления.

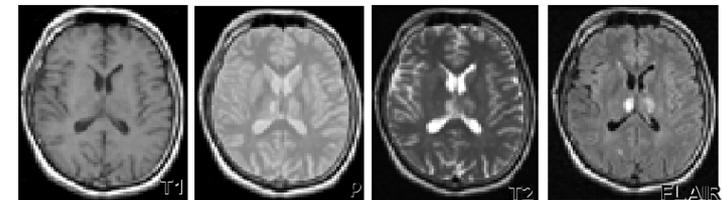
Контрастирование диффузии: эхопланарные импульсные последовательности "спиновое эхо" EPI с двумя диффузионными градиентами одинаковой амплитуды и длительности.

Количественная оценка диффузионных свойств воды в ткани: параметрические диффузионные карты, на них цвет каждого пиксела соответствует измеряемому коэффициенту диффузии.

Ограничения: чувствительность к движениям головы, вихревые токи.



Изображения, контрастированные по диффузии, с кодировкой коэффициентов диффузии в шкале серого.



Получение взвешенных изображений

Выбор программы исследования.

Основные пункты программы:

- Методика исследования
- Ориентация среза
- Поле зрения
- Толщина среза
- Время восстановления
- Количество срезов
- Количество эхо-изображений
- Число усреднений

Большинство пунктов связаны между собой и определяют качество изображений, контрастность (или взвешенность), разрешающую способность.

Применение контрастирующих веществ

- Используется для изменения одного из параметров: T_1 , T_2 или протонной плотности.

Парамагнитные агенты:

- Ионы металлов лантаноидной серии и первой переходной группы
- Нитроксильные свободные радикалы
- Молекулярный кислород

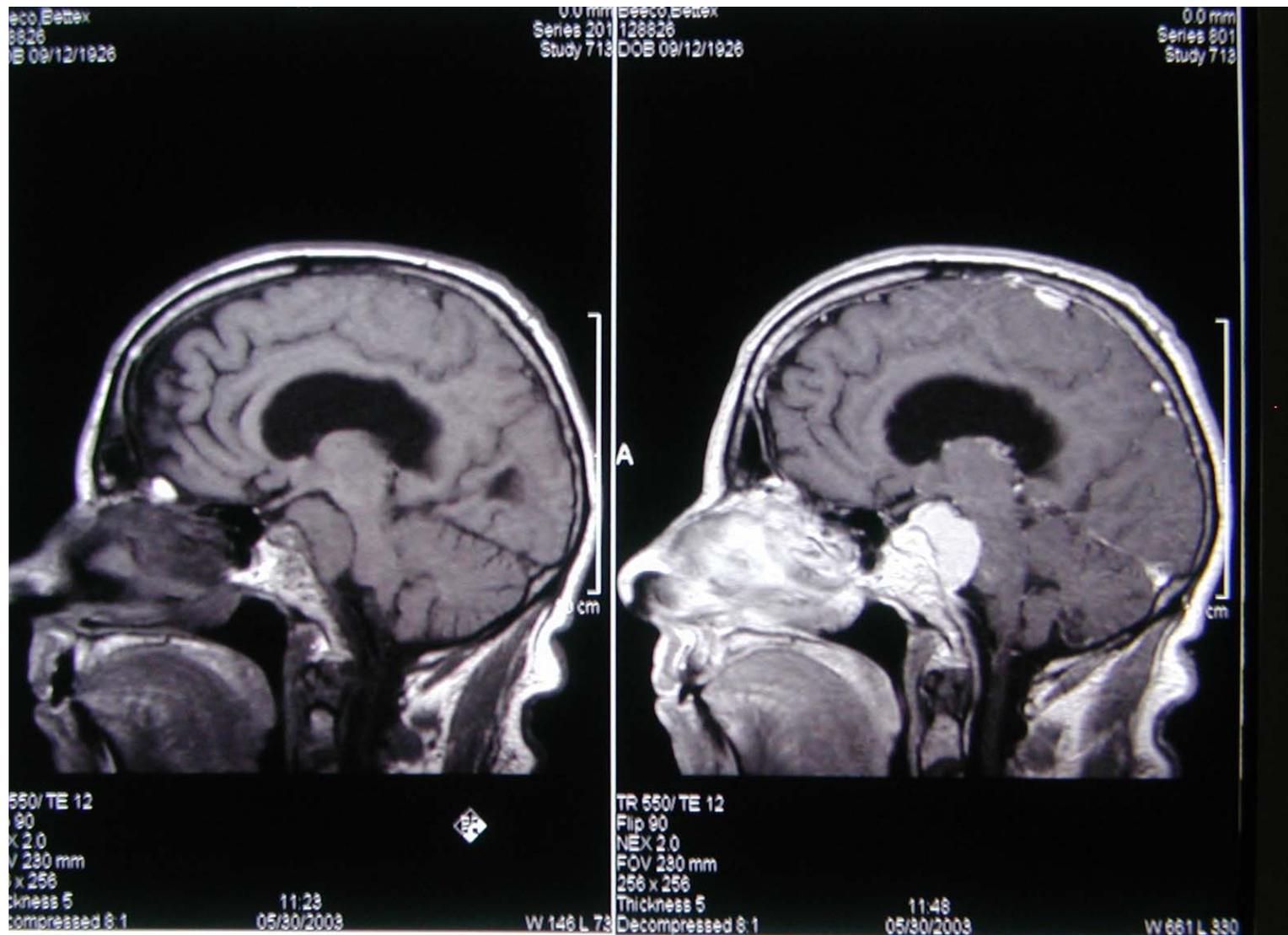
Основные требования к контрастирующим агентам

- **Отсутствие токсичности**
- **Высокая эффективность**
- **Селективность по отношению к тканям-мишеням**
- **Хорошая растворимость в воде**
- **Быстрое выведение из организма**

Примеры контрастирующих веществ

- Гадолиний ДТПА. Имеет семь неспаренных электронов и обладает сильным влиянием на время релаксации T_1 . Не проникает во внутриклеточное пространство. 80% препарата выводится почками в течение первых 6-ти часов.
- Физиологическое действие аналогично действию йода.
- Контрастирование тканей и кровеносных сосудов
- Показание к применению – патологии ЦНС.

T₁ с гадолиниевым контрастом



MPT сосудов (ангиография) с контрастом

Выявление онкологических заболеваний сосудов.

Контрастирование помогает:

максимально точно выявить границы опухоли, а также определить особенности ее структуры и кровоснабжения;

определить уровень вовлеченности в уже идущий патологический процесс всех соседних тканей;

выявить аномалии или повреждение сосудов, в частности артериовенозные шунты, мальформации, гемангиомы;

провести для выявленных изменений дифференциальную диагностику;

выработать наиболее приемлемую стратегию лечения, а также лучевой терапии, оперативного вмешательства и пр.;

провести при необходимости динамический контроль, позволяющий выявить возможные осложнения, а также рецидивы опухоли и спаечных рубцовых процессов.

MPT с контрастом проводят двумя способами:

методом однократного внутривенного введения контрастного препарата;

способом болюсного контрастирования, при котором препарат вводится специальным дозатором внутривенно. Дозатор при этом синхронизирует дозу вещества с процедурой динамической томографии.

Контрастным веществом при проведении MPT выступают соли, являющиеся хелатами редкоземельного металла из группы лантаноидов гадолиния. Наиболее востребованы сегодня: Премовист, Омнискан, Гадовсит, Дотарем, Магневист. Данные препараты абсолютно нетоксичны и не являются аллергенами, в отличие от препаратов, применяющихся в рентгенологии.



Анализ изображений

- **Качественный анализ** позволяет определить наличие и топикку патологического очага в 100% случаев. Определяет структуру очага и дифференциальную диагностику (контраст, структура, края, отёк, кровоснабжение, интенсивность контрастирующих веществ, деформация соседних структур)
- **Количественный анализ.** Расчёт значений интенсивности сигнала, времён релаксации и протонной плотности (это тканевые характеристики). Уточнение диагноза.

Обзор аппаратуры. схема основных систем магнитно-резонансного томографа и некоторые из основных разводов

Обзор аппаратуры. схема основных систем магнитно-резонансного томографа и некоторые из основных разводов

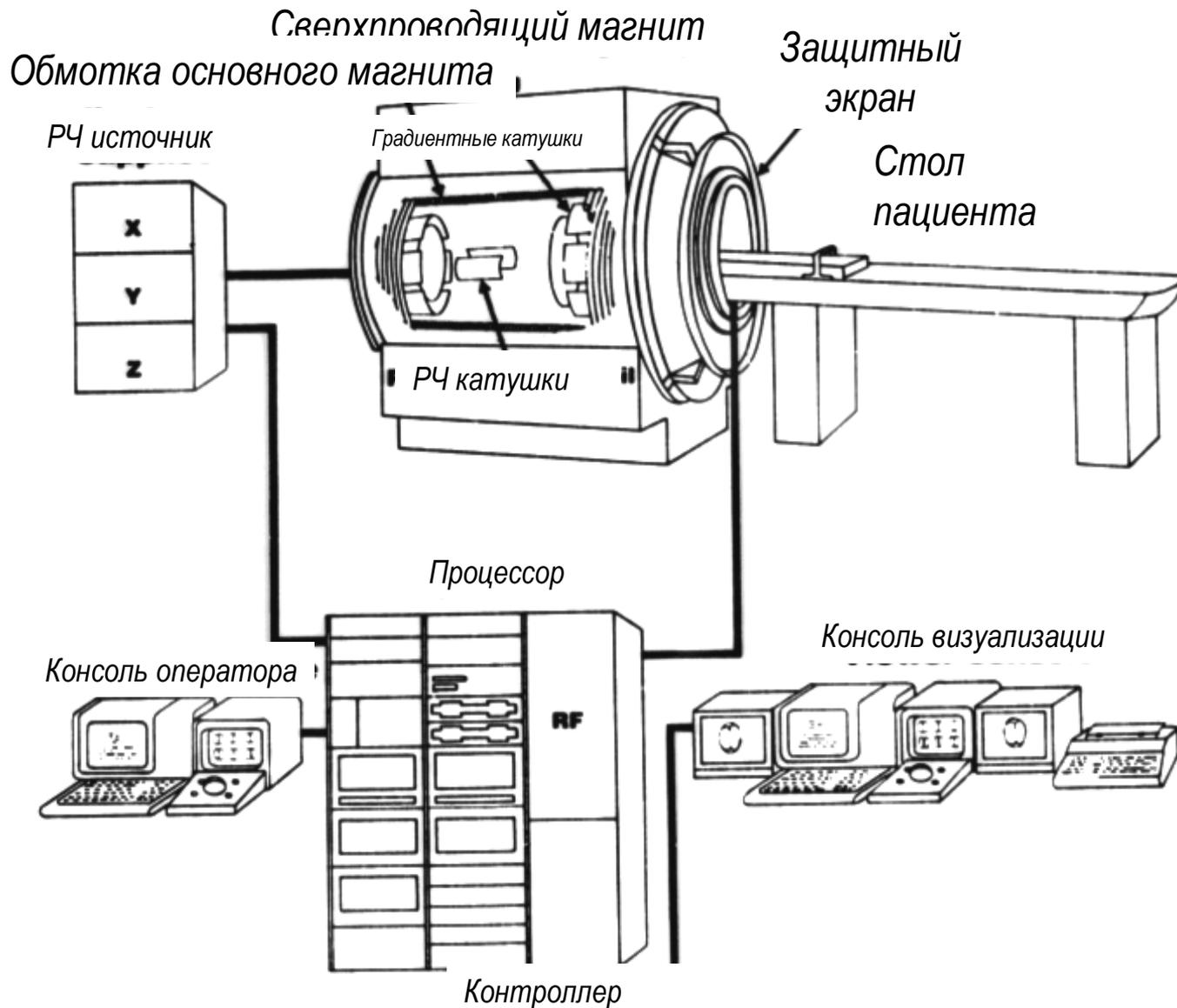
Вверху схемы расположены компоненты томографа, находящиеся в комнате сканирования магнитно-резонансного томографа. Поле B_0 , необходимое для процесса сканирования, создается магнитом (magnet). Для создания градиента в B_0 по направлениям X , Y и Z , внутри магнита расположены градиентные катушки (gradient coils). Внутри градиентных катушек находится РЧ катушка (RF coil). РЧ катушка создает магнитное поле B_1 , необходимое для поворота спинов на 90° или 180° . РЧ катушка также регистрирует сигнал от спинов внутри тела. Пациент располагается на управляемом компьютером столе пациента (patient table). Точность установки позиции составляет 1 мм. Комната сканирования окружена РЧ экраном (RF shield). Экран предупреждает излучение РЧ-импульсов с большой энергией за пределы клиники. Он также защищает томограф от различных РЧ сигналов от теле- и радиостанций. Некоторые комнаты сканирования окружены также магнитным экраном, который предупреждает магнитное поле от распространения слишком далеко по территории клиники. Современные магниты имеют магнитный щит, встроенный в магнит.

«Сердцем» томографа является компьютер (computer). Он контролирует все компоненты томографа. Источник РЧ-импульсов (RF source) и программатор импульсов (pulse programmer) являются РЧ компонентами, находящимися под контролем компьютера. Источник генерирует синусоиду нужной частоты. Программатор импульсов придает им форму sinc импульсов. РЧ усилитель (RF amplifier) увеличивает мощность импульсов от милливатт до киловатт. Компьютер также управляет программатором градиентных импульсов (gradient pulse programmer), который определяет вид и амплитуду каждого из трех градиентных полей. Градиентный усилитель (gradient amplifier) увеличивает мощность градиентных импульсов до уровня, достаточного для управления градиентными катушками.

Матричный процессор (array processor), имеющийся у некоторых томографов - это устройство, позволяющее проводить двумерное преобразование Фурье за доли секунды. Компьютер передает преобразование Фурье этому, более быстрому, устройству.

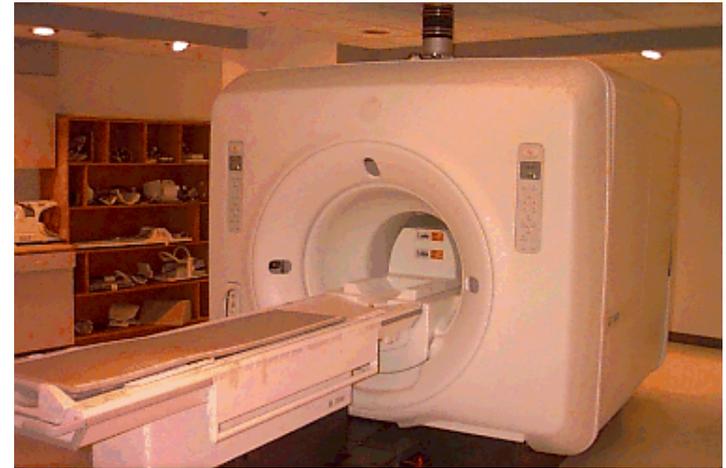
Оператор томографа производит ввод в компьютер через консоль управления (control console). Отображаемая последовательность выбирается и модифицируется на консоли. Оператор может просматривать изображения на дисплее, расположенном на консоли, или распечатывать их на фотопринтере (film printer).

Структурная схема



Магнит

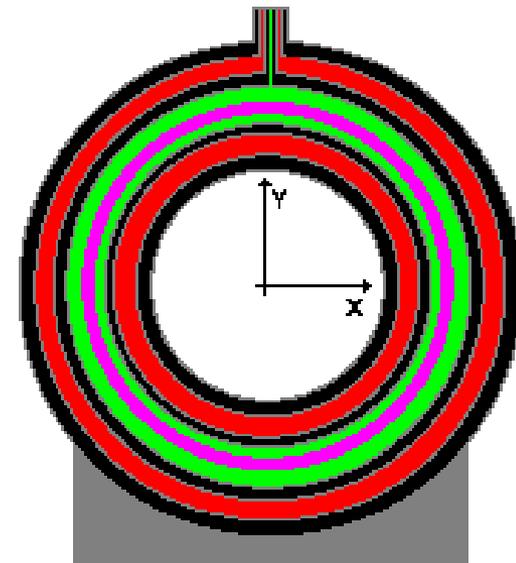
Это самая дорогая часть магнитно-резонансного томографа. Большинство магнитов являются сверхпроводящими. Это фотография сверхпроводящего магнита томографа силой 1,5 Тл.



Сверхпроводящий магнит – это электромагнит, сделанный из проводника, обладающего сверхпроводимостью. Провод, сделанный из сверхпроводящего материала, охлажденный жидким гелием до температуры, близкой к абсолютному нулю ($-273,15^{\circ}\text{C}$ или 0°K), имеет почти нулевое сопротивление. После пропускания тока по катушке, он продолжает проходить по ней пока катушка содержится при температуре жидкого гелия. (Некоторые потери происходят в связи с бесконечно малым сопротивлением катушки. Эти потери за год имеют размерность миллионных долей от основного магнитного поля.)

www.phys.nsu.ru Поперечное сечение сверхпроводящего магнита томографа

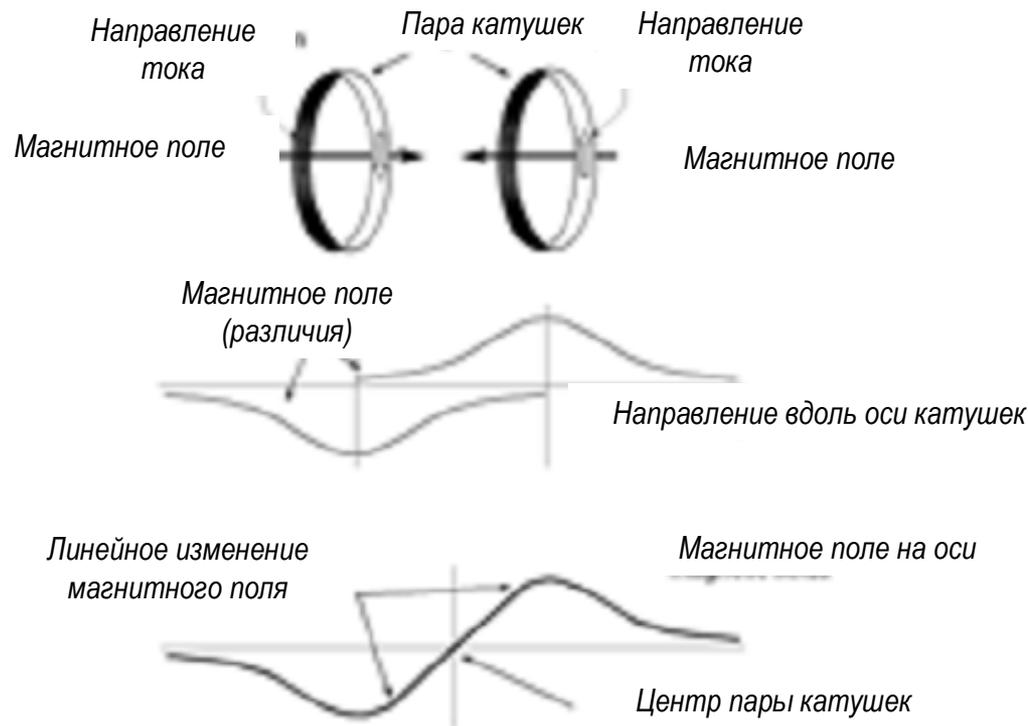
Длина сверхпроводящей проволоки обычно составляет несколько километров. Катушка провода охлаждается до температуры $4,2^{\circ}\text{K}$, погружением в жидкий гелий. Катушка и жидкий гелий находятся в большом криостате (или сосуде Дьюара). Этот сосуд обычно окружен изнутри и снаружи ещё одним сосудом Дьюара с жидким азотом ($77,4^{\circ}\text{K}$), который выполняет роль термоизолятора между комнатной температурой (293°K) и жидким гелием.



- Вакуум
- Жидкий гелий
- Жидкий азот
- Емкость и держатель
- Сверхпроводящая катушка

Градиенты магнитных полей: способы получения

- Линейные градиенты магнитных полей заданного направления и величины создаются парой проводящих катушек по которым проходит постоянный ток требуемой полярности и амплитуды.
- Нулевая точка градиента; обращение полярности градиента при обращении тока.
- Линейность на предписанном поле зрения (FOV), обычно ≤ 50 см.
- Три набора градиентов : x , y , z ; могут генерироваться наклонные градиенты с переи

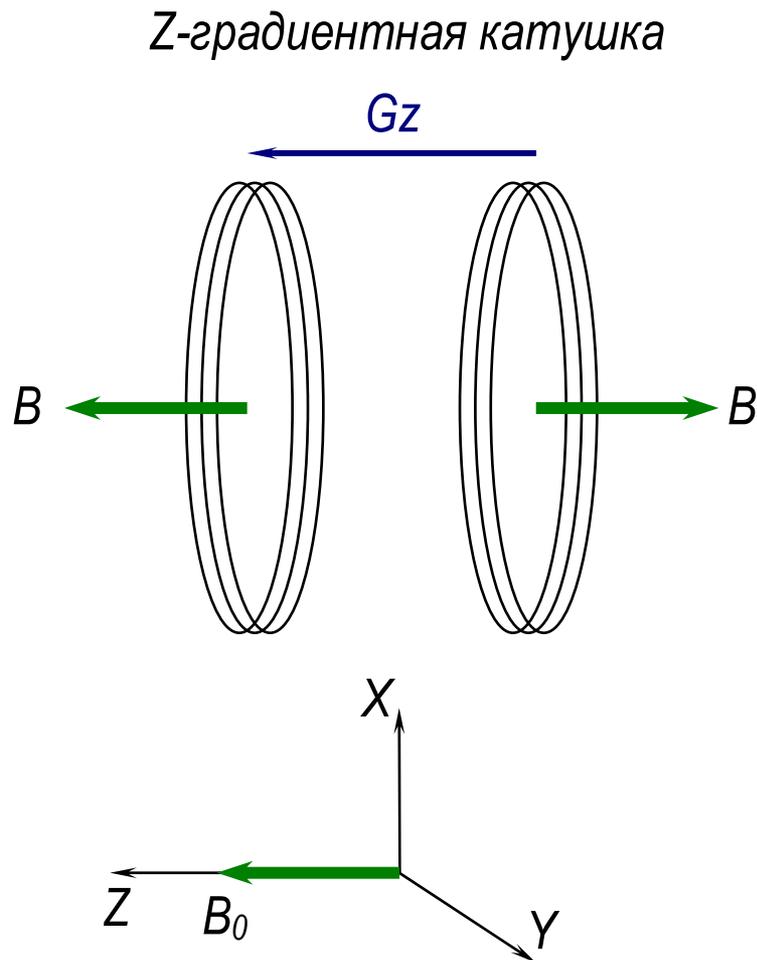


Градиентные катушки

Градиентные катушки создают градиенты в магнитном поле B_0 . Эти катушки содержатся при комнатной температуре. Они создают необходимый градиент благодаря своей конфигурации.

Наиболее часто используется сверхпроводящий магнит с горизонтальной осью.

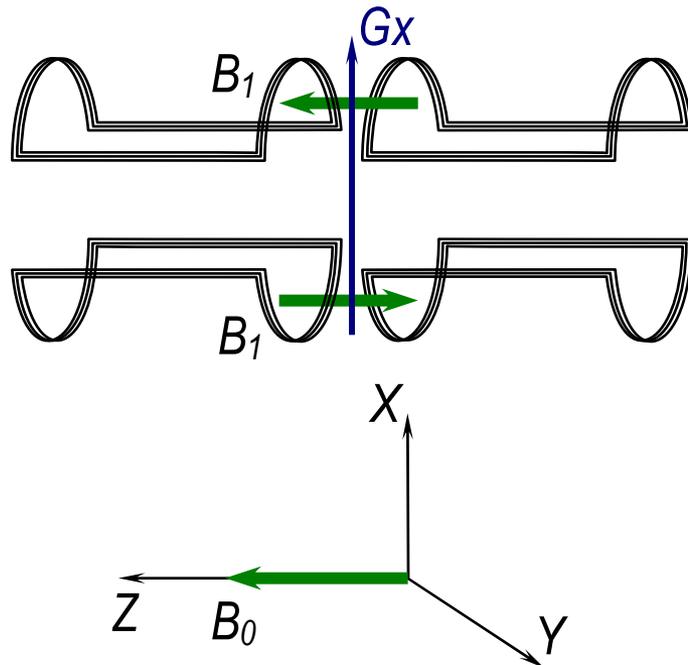
Z-градиентные катушки



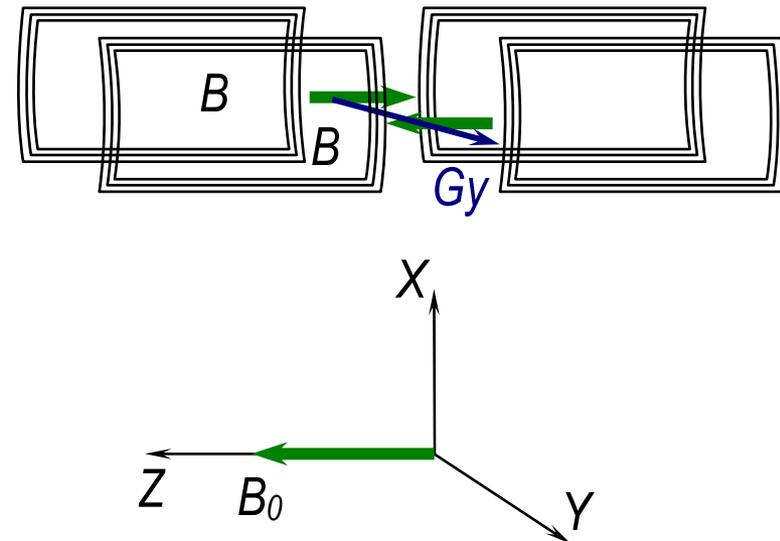
Градиент B_0 по направлению Z достигается антигельмгольцевой катушкой. Ток проходит в противоположных направлениях в двух катушках, создавая градиент магнитного поля между двумя катушками. Поле B одной катушки прибавляется к полю B_0 , в то время как поле B в центре другой катушки отнимается от поля B_0 .

X-, Y-градиентные катушки

X-градиентная катушка



Y-градиентная катушка



Градиенты X и Y в поле B_0 создаются парой катушек имеющих вид восьмерки. Катушки, имеющие вид восьмерки, по направлению X создают градиент в B_0 по этому направлению, благодаря направлению тока, проходящего через катушки. Катушки, имеющие вид восьмерки, по направлению Y создают аналогичный градиент в B_0 вдоль оси Y .

РЧ катушки

РЧ катушки создают поле B_1 , которое поворачивает суммарную намагниченность в импульсной последовательности. Они также регистрируют поперечную намагниченность, в то время как она прецессирует в плоскости XU . РЧ катушки можно разделить на три основные категории: 1) и передающие и принимающие катушки, 2) только принимающие катушки и 3) только передающие катушки. И передающие и принимающие катушки служат излучателями полей B_1 и приемниками РЧ энергии от отображаемого объекта. Только передающая катушка используется для создания поля B_1 и только принимающая катушка используется в сочетании с предыдущей для детекции или приема сигнала от спинов отображаемого объекта. Существует несколько разновидностей каждой из катушек. РЧ катушку томографа можно сравнить с объективами фотоаппарата. Фотограф использует один объектив для снимка с близкого расстояния и другой для широкоугольного снимка с дальнего расстояния. Как хороший фотограф имеет несколько объективов, так и в хорошем томографическом кабинете имеется несколько отображающих катушек для того, чтобы можно было справиться с разными ситуациями в томографии.

Отображающие катушки

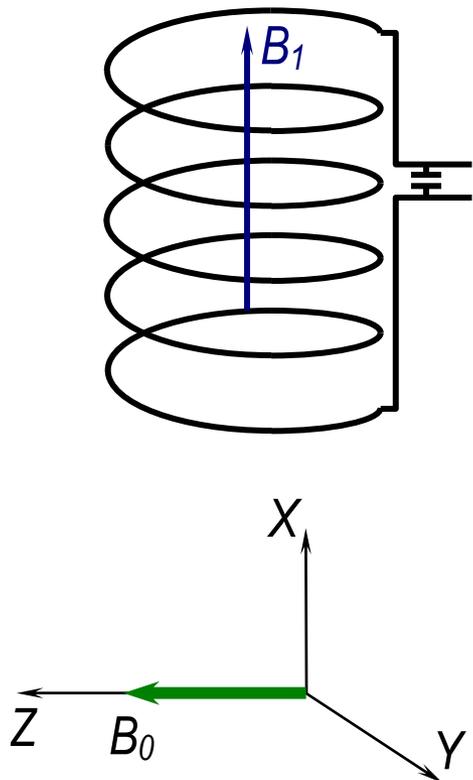
Отображающая катушка должна резонировать или эффективно накапливать энергию при частоте Лармора. Все отображающие катушки состоят из индуктора, индуктивных элементов и емкостных элементов. Резонансная частота РЧ катушки определяется индуктивностью (L) и емкостью (C) индуктивно-емкостной цепи.

$$\nu = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

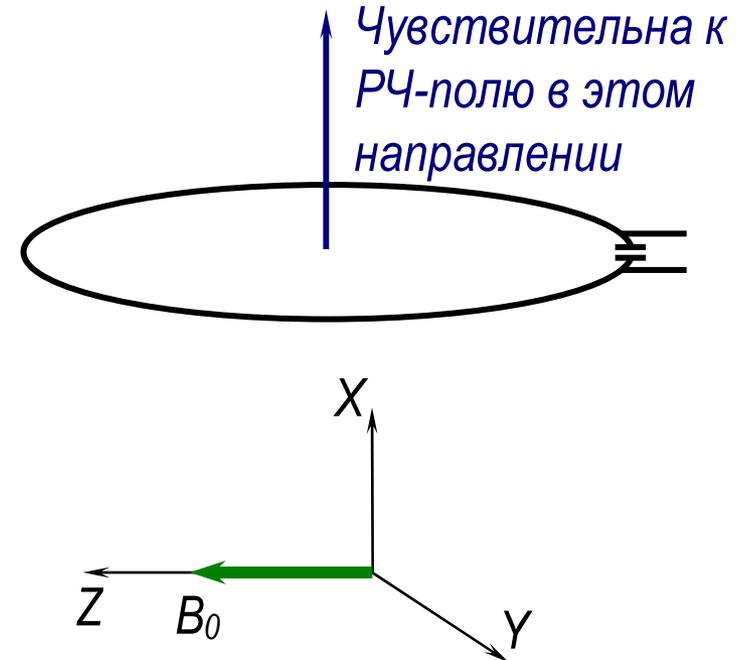
Некоторые типы отображающих катушек должны настраиваться для каждого пациента физическим изменением емкости переменного конденсатора. Другим требованием отображающей катушки является то, что поле B_1 должно быть перпендикулярным магнитному полю B_0 .

Отображающие катушки

Соленоидальная катушка



Поверхностная катушка



Поверхностные катушки широко распространены, так как они являются только принимающими катушками и имеют хорошее отношение сигнал-шум для близлежащих к катушке тканей.

Отображающие катушки

Катушка

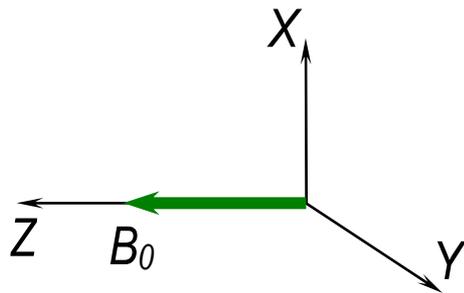
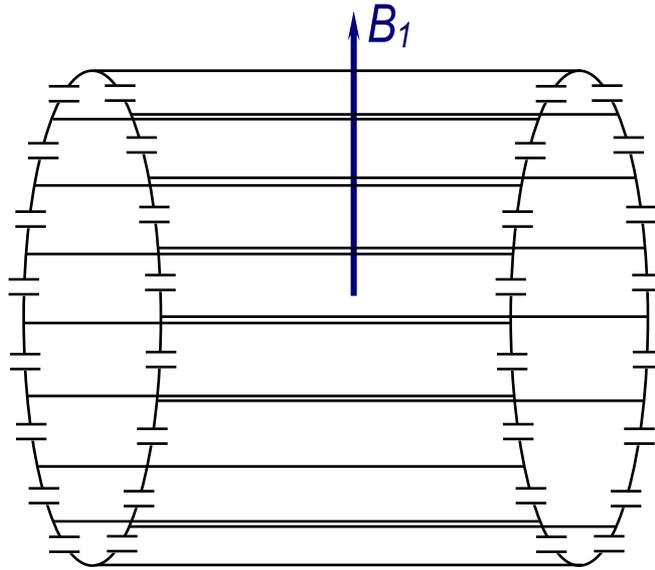


Изображение плоской круглой катушки с соединяющим кабелем. Кабель подключается к томографу.



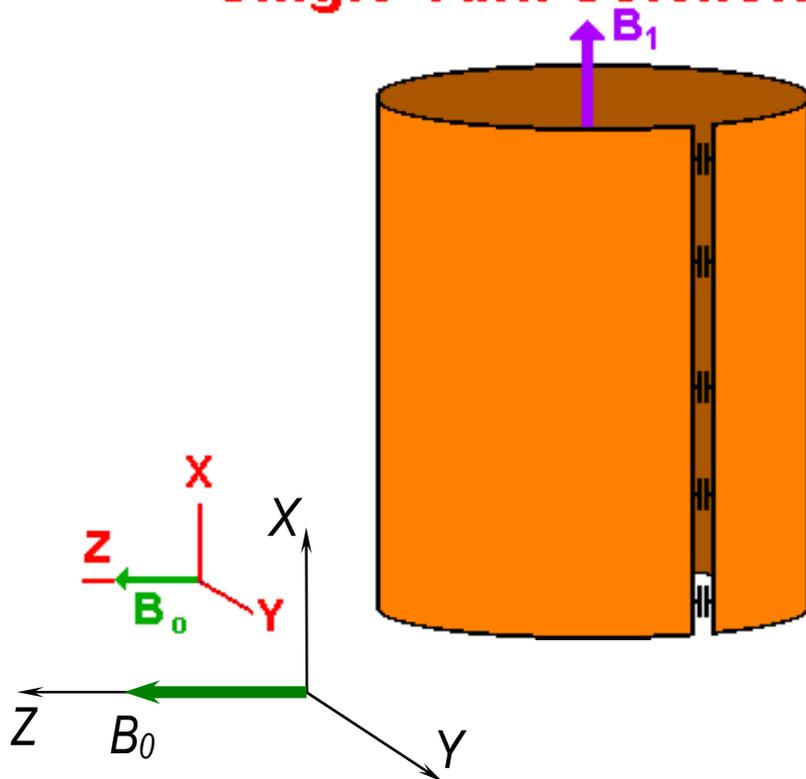
Изображение поверхностной катушки, согнутой для соответствия задней стороне ноги на уровне коленного сустава.

Отображающие катушки



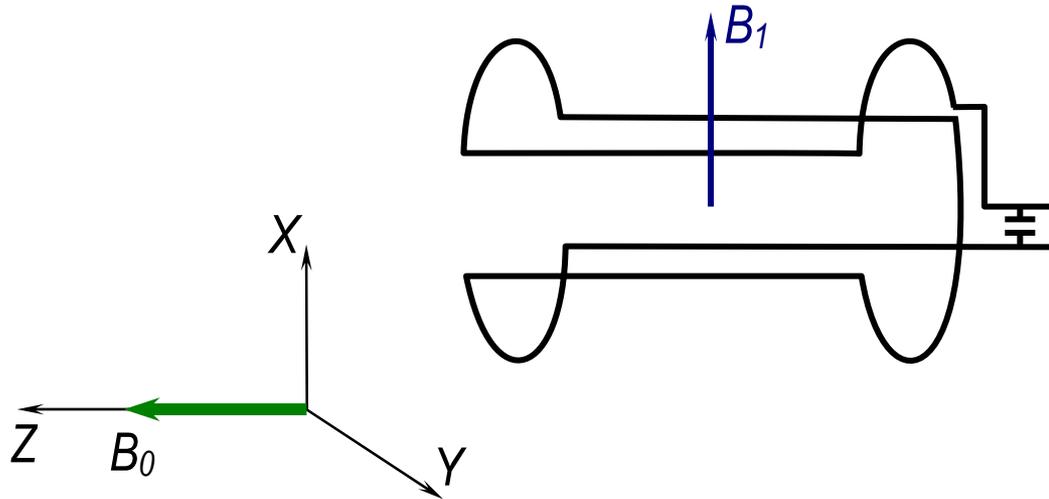
Катушка "птичья клетка" является одной из катушек для отображения головы или мозга.

Single-Turn Solenoid



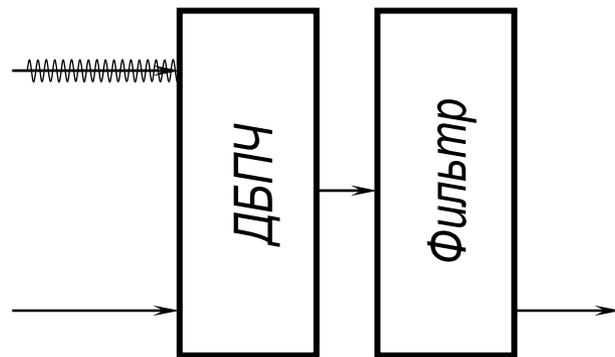
Одновитковая соленоидальная катушка используется для отображения конечностей, таких как запястье, и молочных желез. На фотографии показана одновитковая соленоидальная катушка вокруг запястья человека.

Седловидная катушка



Соленоидальная катушка, катушка «птичья клетка», одновитковая соленоидальная и седловидная катушки обычно работают как передатчики и приемники РЧ энергии. Поверхностная катушка обычно работает только как принимающая катушка. При использовании поверхностной катушки, в томографе используется большая катушка для излучения РЧ энергии в виде 90° - и 180° -импульсов.

Фазочувствительный детектор



Фазочувствительным детектором является устройство, которое отделяет сигналы Mx' и My' от сигнала РЧ катушки. Таким образом, его можно представить как преобразователь лабораторной системы координат во вращающуюся.

Основой фазочувствительного детектора является устройство, получившее название двойного балансируемого преобразователя частоты. Двойной балансируемый преобразователь частоты имеет два входа и один выход. Если сигналами на входе являются $\cos(A)$ и $\cos(B)$, то на выходе получают $1/2 \cos(A+B)$ и $1/2 \cos(A-B)$. Поэтому, это устройство часто называют детектором произведения, так как произведением $\cos(A)$ и $\cos(B)$ является то, что получается на выходе.

Опасные факторы

Использование:

- сильных магнитных полей,
- радиочастотного излучения,
- меняющихся со временем магнитных полей,
- криогенных жидкостей,
- градиентов магнитного поля.

Нагрев тканей.

Артефакты

- Аппаратные артефакты
- Артефакты чувствительности
- Артефакты градиентного поля
- Артефакты радиочастотных катушек
- Радиочастотные артефакты
- Артефакты химического сдвига
- Артефакты «звона»
- Артефакты циклического возврата
- Артефакты неполноты данных

Безопасность



Магнитные поля от больших магнитов могут буквально поднимать и притягивать большие ферромагнитные предметы в отверстие магнита. Меры предосторожности должны быть приняты, чтобы не допустить присутствия ферромагнитных предметов вблизи магнита по двум следующим причинам. Во-первых, они могут ранить или убить человека, находящегося внутри отверстия магнита. Во-вторых они могут серьезно повредить магнит и отображающие катушки. Сила, оказываемая на большой металлический объект, такой как швабра, может повредить концентрические криогенные сосуды Дьюара внутри магнита. Кинетическая энергия такого объекта, затягиваемого в магнит, может разбить РЧ отображающую катушку.

Схожие силы действуют на ферромагнитные металлические имплантанты из чужеродного вещества в процессе отображения. Эти силы могут вытягивать эти объекты, разрезая и сдавливая здоровые ткани. По этим причинам, лица с чужеродными металлическими предметами не могут подвергаться магнитно-резонансной томографии. Существуют также дополнительные положения о воздействии магнитных полей на электронные цепи, в особенности на кардиостимуляторы. Сильное магнитное поле, действующее на человека с кардиостимулятором, может индуцировать токи в цепях кардиостимулятора, которые, в свою очередь, могут вызвать отказ последнего и, возможно, смерть. Магнитные поля также затирают кредитные карточки и магнитные носители информации.

Безопасность

Поля силой не превышающие 2,0 Тесла могут использоваться в обычном порядке. Лица с кардиостимуляторами не могут находиться в магнитном поле, превышающем 5 Гаусс. Магнитное поле в 50 Гаусс затирает магнитные носители информации.

Радиочастотная энергия отображающей частоты может вызывать нагревание тканей тела. Рекомендуется ограничение времени РЧ облучения. Ограничением является удельная скорость поглощения (specific absorption rate - SAR) УСП.

$$\text{УСП} = \text{Джоуль РЧ} / \text{Секунда} / \text{кг веса тела} = \text{Ватт/кг}$$

Рекомендуемое ограничение по УСП зависит от анатомических особенностей пациента. Для всего тела УСП должна быть меньше чем 0,4 Ватт/кг. Усредненное значение УСП для головы должно быть меньше, чем 3,2 Ватт/кг. Любая последовательность импульсов не должна поднимать температуру более чем на 1° Цельсия и не более чем 38°С для головы, 39°С для туловища и 40°С для конечностей. Некоторые РЧ катушки, например поверхностные, в неисправном состоянии могут вызывать ожоги у пациента. Для должной работы этих катушек необходимо техническое обслуживание.

dB/dt системы должно быть меньше, чем требуется для возбуждения периферических нервных окончаний.

Отображающие градиенты производят высокого уровня акустический шум. Пиковый акустический шум должен быть ограничен 200 Паскалями (это давление).

Допустимые значения параметров при проведении МРТ (по данным U.S. Food and drug administration)

Наименование	Параметр	Пределы	Специфицируемое значение
Статическое магнитное поле	Магнитное поле B_0 Случайное облучение	Максимум Максимум	2,0 Т 0,0005 Т
Переменное магнитное поле	Аксиальные градиенты Поперечные градиенты Система в целом	$\tau > 120$ мксек $12 \text{ мксек} < \tau < 120 \text{ мксек}$ $\tau < 12$ мксек	< 20 Т/сек $< 2400/\tau(\text{мксек})$ Т/сек < 200 Т/сек
Накопление РЧ-мощности	Температура Коэффициент специфического поглощения	Изменение Максимум для головы Максимум для туловища Общий максимум Тело в целом 1 Г любой ткани Голова	
Уровень акустических шумов		Пиковое давление Среднее давление	

Фантомы

- МР-фанотомом является искусственный объект, который может отображаться для проверки работы магнитно-резонансного томографа. Фантомы используются вместо "*нормативного человека*", так как намного проще установить стандартный фантом на каждом из множества МРТ по всему миру, чем перевозить "*нормативного человека*" для исследования из одного места в другое. Фантомы сделаны из материалов, имеющих магнитно-резонансный сигнал. Многие материалы в МР-фантомах используются в качестве веществ, поддерживающих сигнал. — Некоторыми из них являются водные парамагнитные растворы: чистые желатиновые гели, агар, поливиниловый спирт, силикон, полиакриламид или агароза; гели с органическими добавками, гели с парамагнитными добавками и обратные растворы мицелле.
- В МР-фантоме вода чаще всего используется в качестве поддерживающего сигнал вещества. Часто бывает необходимо настраивать времена спин-решеточной (T_1) и спин-спиновой (T_2) релаксаций водных растворов, так чтобы можно было получать изображения за подходящие периоды времени (например короткое T_R). Парамагнитные ионы металлов обычно используются для настройки времен релаксаций ядер водородов в воде.

Показания к проведению МР-томографии

- Подозрение или наличие объёмного процесса головного или спинного мозга, органов брюшной полости, малого таза, средостения.
- Травматические и дегенеративные процессы головного или спинного мозга.
- Очаговые процессы головного или спинного мозга. (рассеянный склероз, сосудистые аневризмы, инсульт, лейкодистрофия)
- Опухоли эндокринной системы.
- Врождённые аномалии внутренних органов и крупных сосудов.
- Патология сердечно-сосудистой системы. (пороки развития, кардиомиопатии, инфаркт миокарда, опухоль предсердия, аневризма, коаркция и стеноз аорты)

Противопоказания к проведению МР- томографии

- Наличие искусственного водителя ритма
- Наличие больших металлических имплантантов
- Клаустрофобия
- Беременность

Клинические изображения

Ангиография



FOV - поле обзора
Thk - толщина среза
Nex - число усреднений

Коронарное, грудной и
шейный отделы,

24 см FOV,

79,8 мм Thk, GE(30o), TR/TE =
6,4/1,4 мс,

1 Nex, матрица 256x160

Клинические изображения

Голова и шейный отдел



Аксиальное, голова,

22 см FOV,

5 мм Thk, SE,

TR/TE = 5500/105 мс,

2 Nex, матрица 512x256

FOV – поле обзора

Thk – толщина среза

Nex – число усреднений

Клинические изображения

Позвоночник



Сагиттальное, шейный отдел,

34 см FOV,

2 Nex, матрица 512x256, SE

TR/TE = 600/15

FOV – поле обзора

Thk – толщина среза

Nex – число усреднений

Клинические изображения

Конечности



Сагиттальное, колено,

11 cm FOV,

2.8 мм Thk,

SE, матрица 256x192, TR/TE =
2300/13 мс, 1 Nex

FOV - поле обзора

Thk - толщина среза

Nex - число усреднений

Информационное обеспечение

- Основная литература к дисциплине «Физические основы диагностики»:
- The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd edition, Bushberg, et al, Lippincott. Williams & Wilkins, 2002. ISBN: 0683301187
- Bitar R, Leung G, Perng R, et al: MR pulse sequences: What every radiologist wants to know but is afraid to ask. Radiographics 2010; 30:513-537. (<http://radiographics.rsna.org/content/26/2/513.full.pdf+html>)
- Летягин А.Ю., Стрыгин А.В., Антонов А.О. Практическое руководство по использованию МР-томографической диагностики в клинической практике. Новосибирск: Международный Томографический Центр (СО АН СССР - Bruker Medizintechnik GMBH), 1996. - 36 с.
- Физика визуализации изображений в медицине: в 2-х томах / Под ред. С. Узбба; Пер. с англ. под ред. Л.В. Бабина, А.П. Сарвазяна. - М.: Мир, 1991. - т. 1. - 407 с. - т. 2. - 406 с.
- Введение в МР-томографию. / Отв. редакторы Р.З. Сагдеев, У.Айкхоф. - Новосибирск: Международный Томографический Центр СО АН СССР, 1991. - 91 с.
- Сороко Л.М. Интроскопия на основе ядерного магнитного резонанса. М.: Энергоатомиздат, 1986. 168 с.