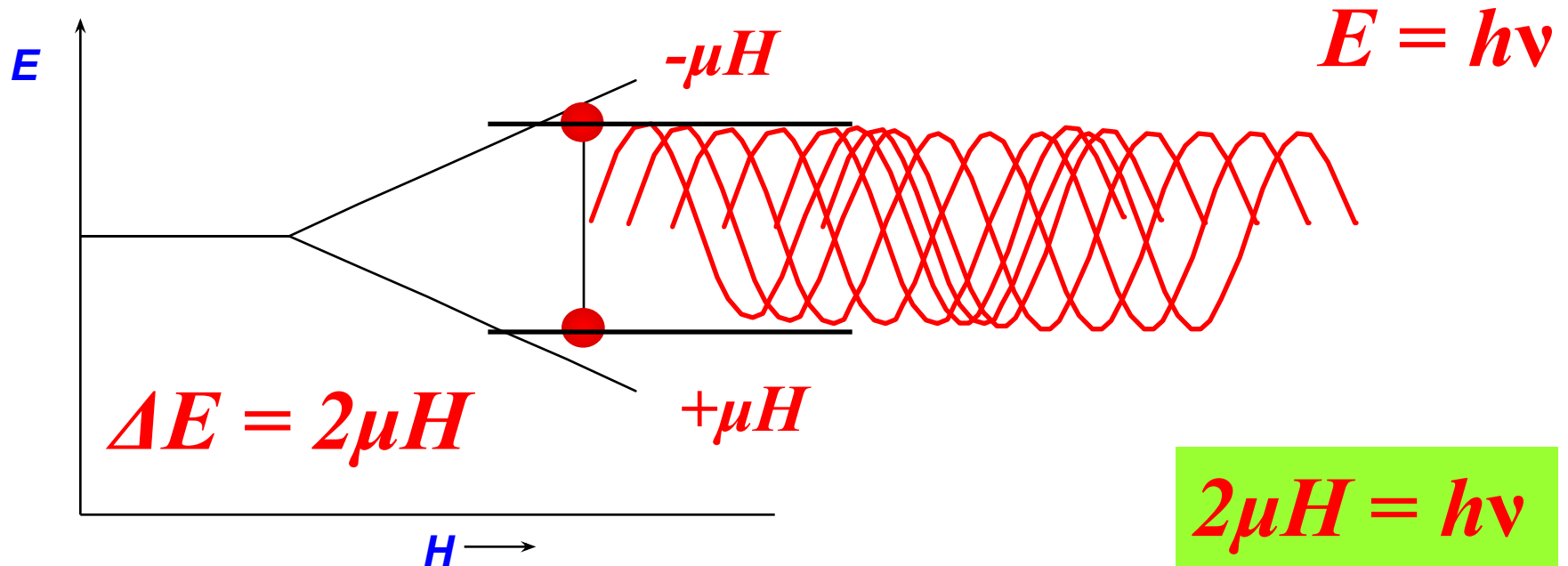


Ядерный Магнитный Резонанс

**метод основан на измерении
электромагнитного отклика ядер
атомов водорода на возбуждение их
определённой комбинацией
электромагнитных волн в
постоянном магнитном поле
высокой напряжённости.**

Принцип метода ЯМР

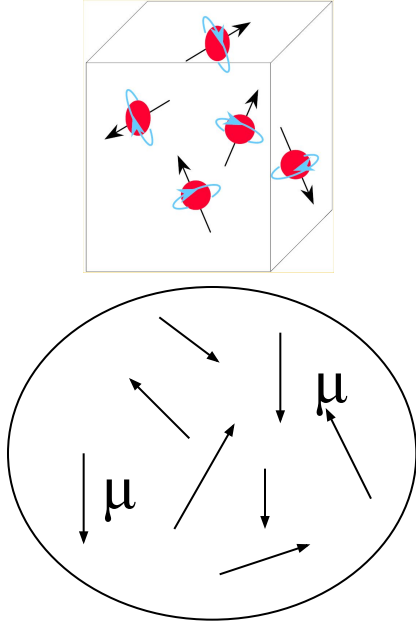
Во многом аналогичен принципу метода ЭПР. Заключается в поглощении электромагнитного излучения **ядрами** атомов, имеющими ненулевой магнитный момент, при их помещении в магнитное поле.



Явление ЯМР открыто Блохом в 1945 году в экспериментах на протонах воды. В 1952 г. Открытие отмечено Нобелевской премией.

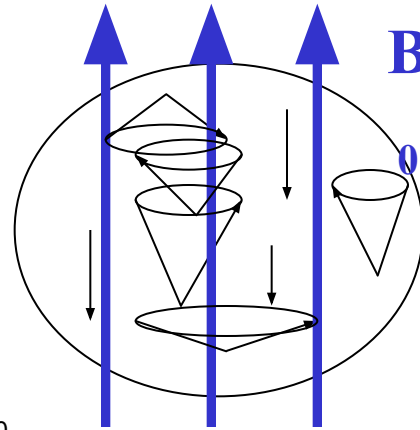
Ядерные спины в постоянном магнитном поле

Равновесное состояние при отсутствии поля



B_0

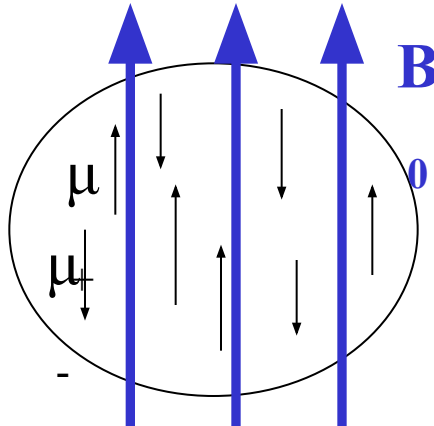
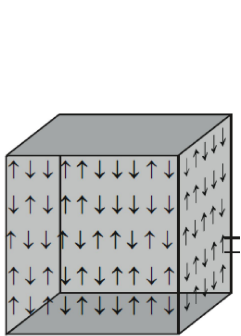
Переходные процессы при включении поля B_0 (неравновесное состояние)



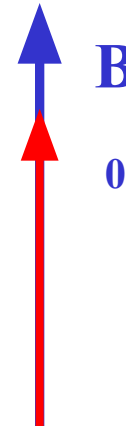
1. Прецессия с Ларморовой частотой γB_0
2. Выстраивание спинов параллельно B_0
3. Переориентация спинов антипараллельно B_0 под действием тепловых процессов

Включение поля B_0

Равновесное состояние в поле B_0



эквивалентно



$$M = \sum \mu_+ - \sum \mu_- \sim \Delta N$$

Макроскопическая ядерная намагниченность

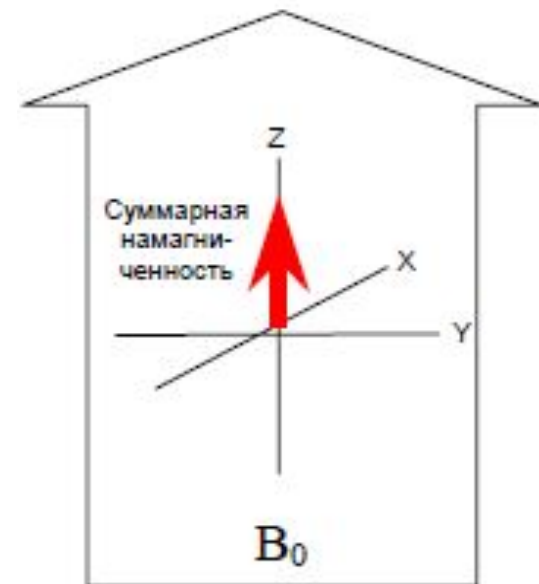
Согласно законам квантовой механики => энергия магнитного момента может иметь только два дискретных значения – либо $E_+ = +\mu B_0$, либо $E_- = -\mu B_0$

Согласно Больцмановскому распределению заселенность уровней зависит от T и имеет вид:

$$\Delta N/N_0 = (N_- - N_+)/ (N_- + N_+) = [1 - \exp(-\Delta E/kT)] = (kT \gg \mu B_0) = 2\mu B_0/kT$$

Результат: При $T=300^0\text{K}$ относительная разность 10^{-6} .

Упорядочение магнитных моментов характеризуется временем T_1 . Это время продольной релаксации (спин-решеточная релаксация).



Наложение внешнего РЧ поля

- Предварительное сканирование для получения Ларморовой частоты
- Возбуждение системы
- Релаксация T1 и T2

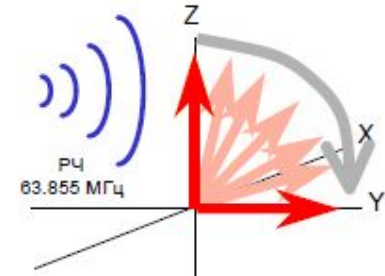
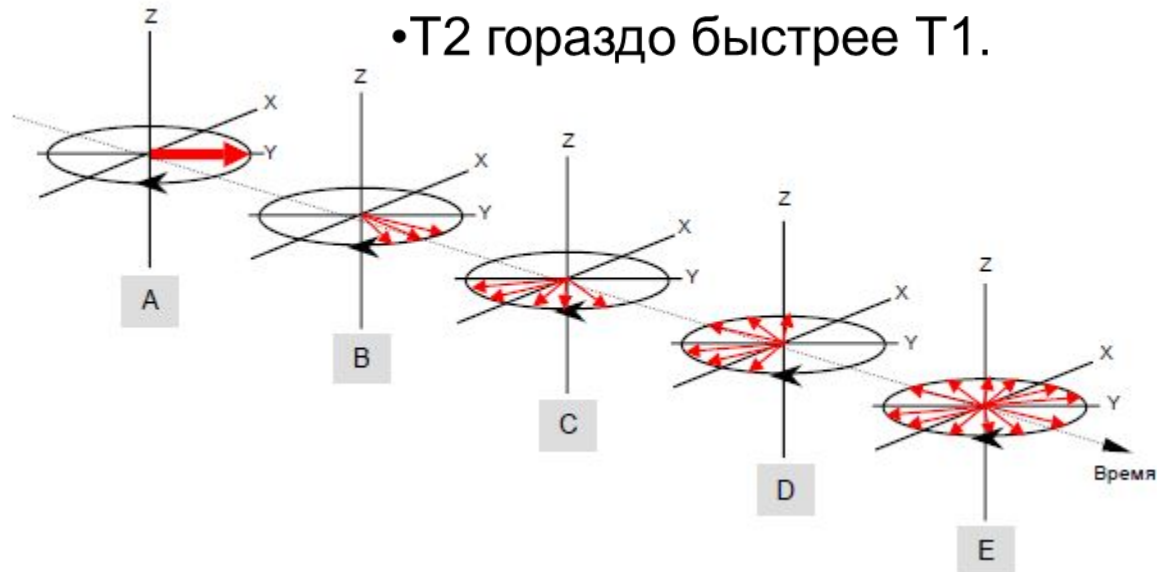
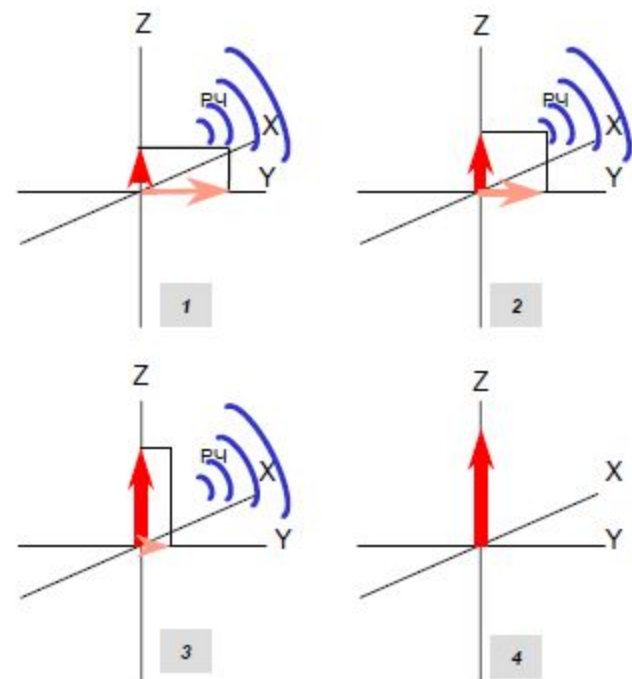


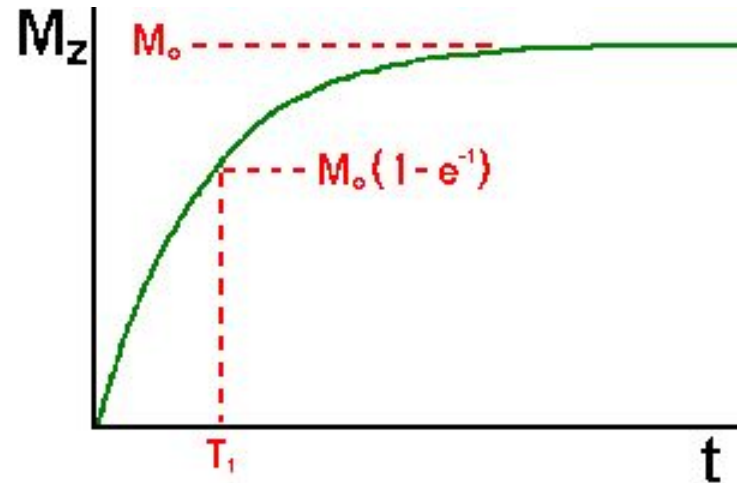
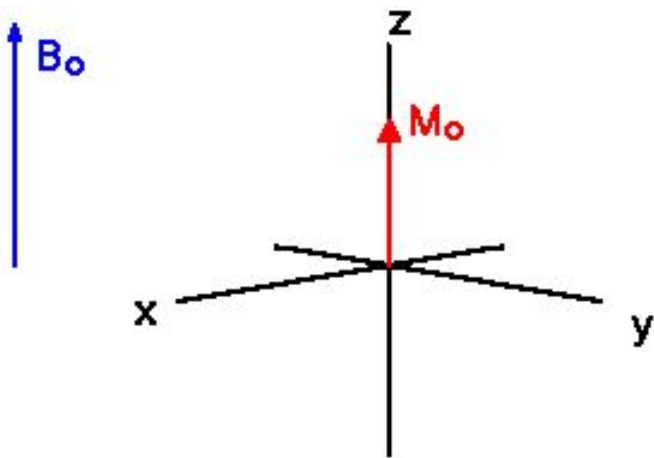
Рисунок 17

- T1 и T2 – два независимых процесса, протекающие одновременно.
- T1 происходит вдоль оси Z, T2 – в плоскости XY.
- T2 гораздо быстрее T1.

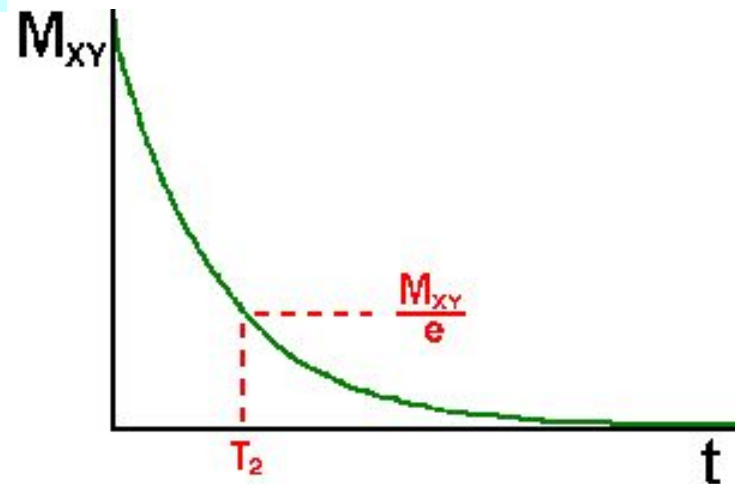
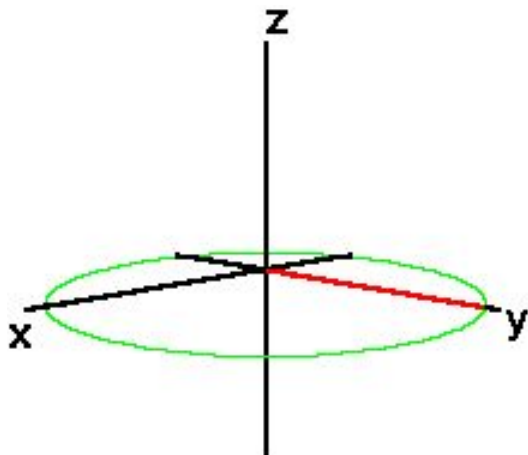


Времена релаксации

Время спин-решеточной релаксации – T_1



Время спин-спиновой релаксации - T_2



Как определить величину магнитного момента ядра?

Порядковый номер (Число протонов)	Массовое число (Число протонов + число нейтронов)	Число нейтронов (массовое число – число протонов)	Магнитный момент	Пример
четный	четное	четное	$I = 0$	$^{12}_6\text{C}$ $^{16}_8\text{O}$
четный	нечетное	нечетное	$I = 1/2$	$^{13}_6\text{C}$
нечетный	нечетное	четное	$I = 1/2$	^1_1H $^{15}_7\text{N}$
нечетный	четное	нечетное	$I = 1$	$^{14}_7\text{N}$ ^2_1D

Магнитный момент ядра

$$P_N = I \frac{h}{2\pi}$$

$$\frac{\mu_N}{P_N} = \gamma * \frac{e_N}{2m_N}$$

$$\mu_N = \gamma * I * \frac{e_N h}{4\pi m_N}$$

$$\beta_N = \frac{e_N h}{4\pi m_N}$$

$$\mu_N = \gamma * I * \beta_N$$

$$E = \mu_N * H$$

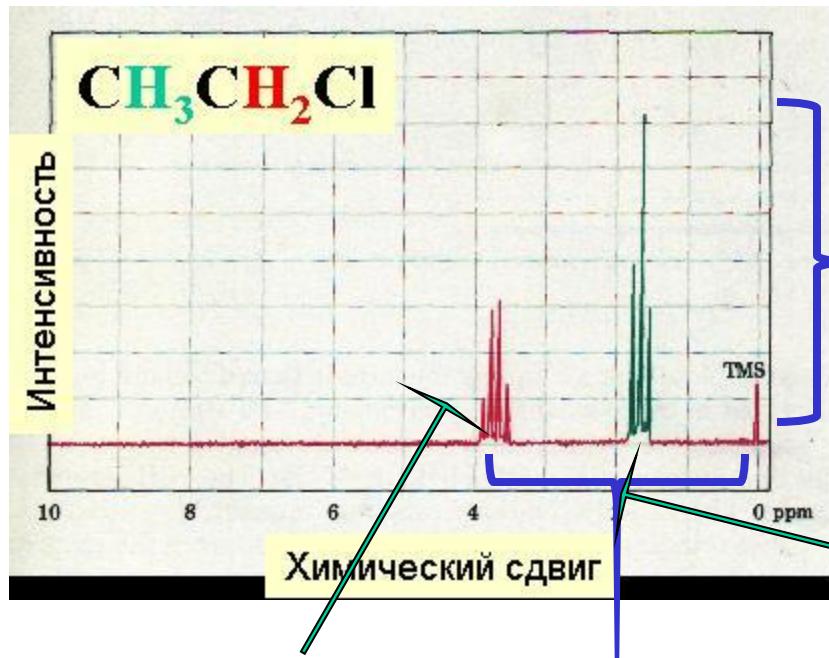
$$E = \gamma * I * \beta_N * H$$

μ_N – магнитный момент ядра
 P_N – механический момент ядра
 I – спиновое квантовое число ядра
 e_N – заряд протона
 m_N – масса протона
 γ – гиромагнитное отношение
 β_N – ядерный магнетон Бора

Количественные различия между ЭПР и ЯМР

$\beta = \frac{eh}{4\pi m}$	$\frac{m_N}{m_e} = 1833$	$\frac{\beta_e}{\beta_N} = 1833$
$h\nu = g\beta H$	<p>ЭПР: $\nu = 10^{10}$ Гц $\lambda = 3$ см</p>	<p>ЯМР: $\nu = 8 \cdot 10^8$ Гц $\lambda = 40$ см</p>
$\frac{N_{+\mu}}{N_{-\mu}} = e^{-\frac{2\mu H}{kT}}$	<p>ЭПР: $\frac{N_{-\mu} - N_{+\mu}}{N_{-\mu} + N_{+\mu}} = 10^{-3}$</p>	<p>ЯМР: $\frac{N_{-\mu} - N_{+\mu}}{N_{-\mu} + N_{+\mu}} = 10^{-6}$</p>
$T = \frac{T_1 + 2T_2}{2T_1T_2}$	<p>ЭПР: $T \approx 10^{-8} \div 10^{-5}$ с</p>	<p>ЯМР: $T \approx 10^{-1} \div 10$ с</p>

Свойства спектров ЯМР



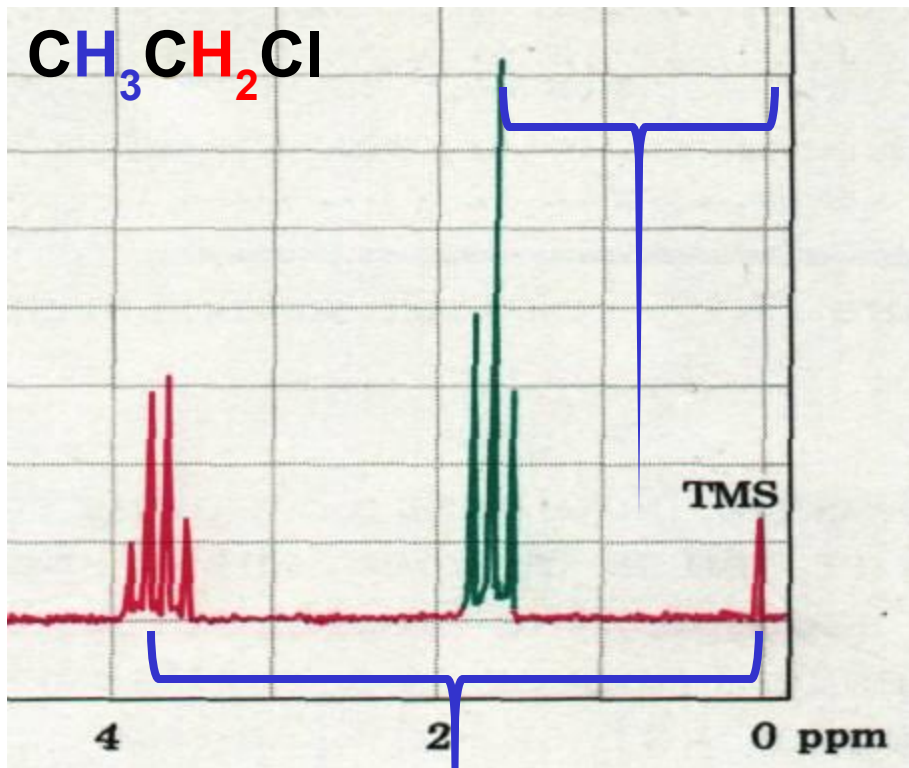
1. Интенсивность сигнала. Пропорциональна концентрации магнитных ядер в образце.

2. Химический сдвиг. Зависит от степени экранировки ядер электронами. Измеряется в миллионных долях (м.д.).

3. Спин-спиновое расщепление линий. Зависит от количества магнитных ядер в непосредственной близости от поглощающего ядра. Это свойство спектра в некоторой степени аналогично сверхтонкой структуре в спектрах ЭПР.

4. Ширина линии. Как и в ЭПР спектроскопии определяется временем релаксации ядер, которое в свою очередь зависит от взаимосвязей ядер и электронов.

Химический сдвиг



Электроны, прецессируя вокруг вектора внешнего магнитного поля, создают дополнительный магнитный момент:

$$H' = \sigma * H_0$$

H' – дополнительный магнитный момент,
 H_0 – вектор внешнего магнитного поля,

σ - константа экранирования

$$H_{\text{эфф}} = H_0 - \sigma H_0 = H_0(1 - \sigma)$$

Химический сдвиг измеряется в относительных единицах, называемых «миллионными долями» (“ppm”) и вычисляется как:

$$\delta = \Delta\nu/\nu_0 * 10^6 = \Delta H/H^0 * 10^6$$

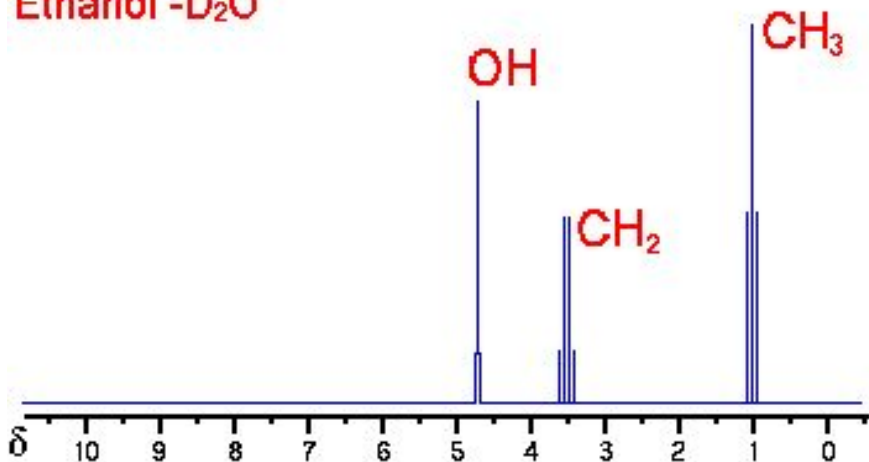
Для того, чтобы проградуировать шкалу спектра, необходим некий стандарт. Таким стандартом часто служит тетраметилсилан или ТМС. ТМС используется потому, что это одна из наиболее сильно экранированных молекул, а все ее протоны эквивалентны. Поэтому эта молекула проявится в спектре как единственный пик, который может потом быть использован для задания точки отсчета в спектре. Вы видите этот пик в нулевой точке графика.

Взаимодействие ядерных спинов со спинами электронов, содержащимися в молекуле между ядрами i и j , приводят к взаимной ориентации этих ядер в поле B_0 (ССВ). При достаточном разрешении ССВ приводит к дополнительной мультиплетности линий, отвечающих определенным значениям химических сдвигов: где J_{ij} - константы ССВ; F_{ij} - величины, значения которых определяются спинами ядер i и j , симметрией соответствующего молекулярного фрагмента, диэдральными углами между хим. связями и числом этих связей между ядрами, участвующими в ССВ.

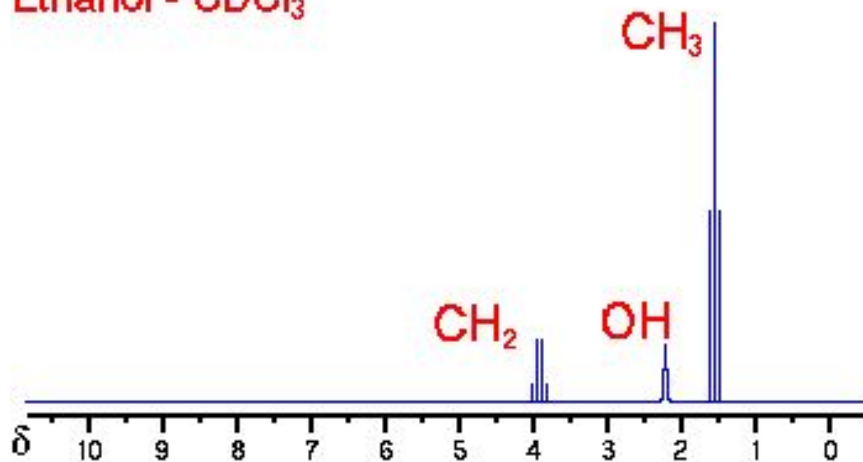
В общем случае для различных спиновых систем в спектроскопии ^1H ЯМР действует следующее простое правило (правило $n+1$): **мультиплетность сигнала равна числу эквивалентных протонов, взаимодействующих с протонами этого типа плюс единица**. Если это правило выполняется, то говорят о взаимодействии первого порядка. Так в этильной группе сигнал метильных протонов проявляется в виде триплета с соотношением интенсивностей 1:2:1, а сигнал метиленовых протонов - в виде квадруплета с соотношением интенсивностей 1:3:3:1. В спектрах ЯМР ^{13}C метиновые группы - дублеты (1:1), а метиленовые и метильные - соотв. триплеты и квадруплеты, но с большими, чем в протонных спектрах, значениями констант ССВ. Хим. сдвиги в спектрах первого порядка равны интервалам между центрами мультиплетов, а J_{ij} - расстояниям между соседними пиками мультиплета.

Влияние растворителя на величину химического сдвига

Ethanol - D₂O

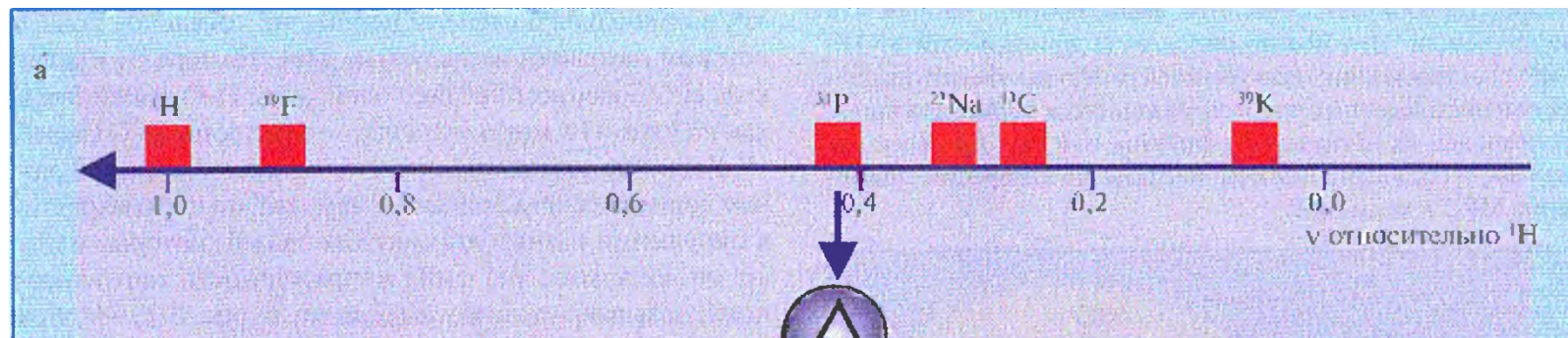


Ethanol - CDCl₃

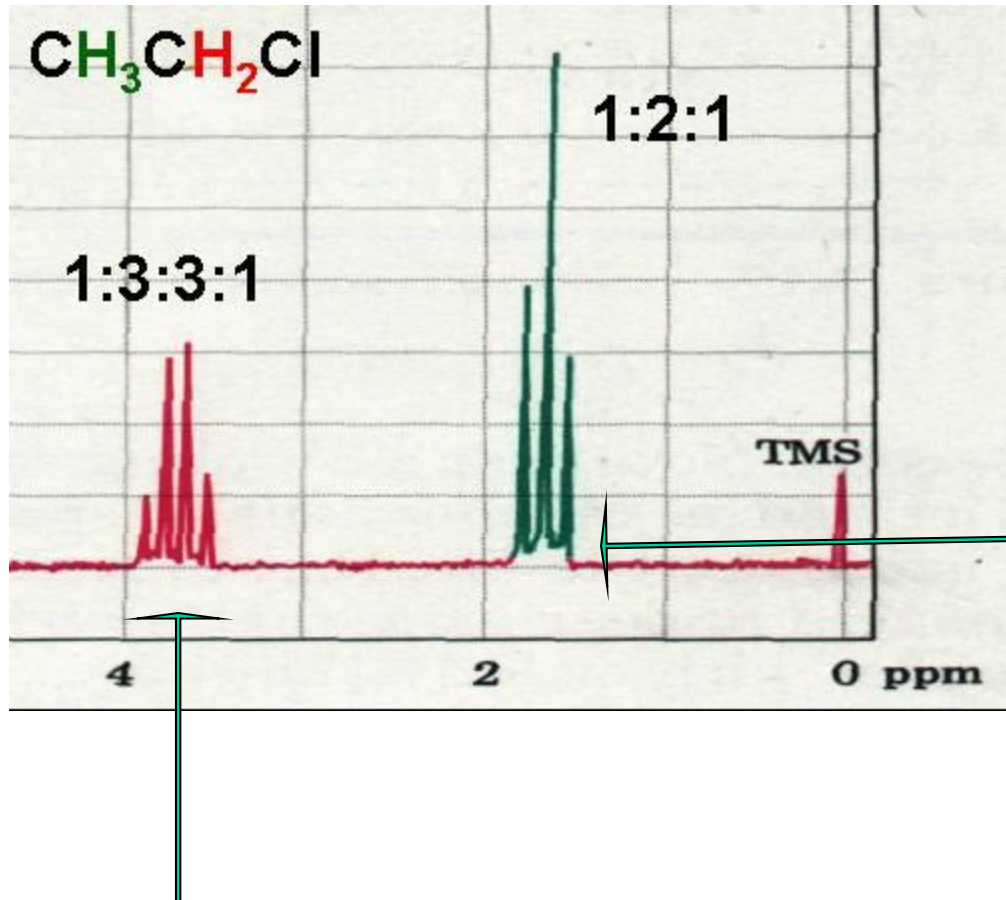


В наибольшей степени на локальное поле исследуемых ядер влияют электроны химических связей. Так на ¹H в воде – связи Н-О, в жире – связи Н-С.

Резонансные частоты ядер относительно ^1H и шкала хим. сдвигов фосфора.



Спин-спиновое расщепление линий

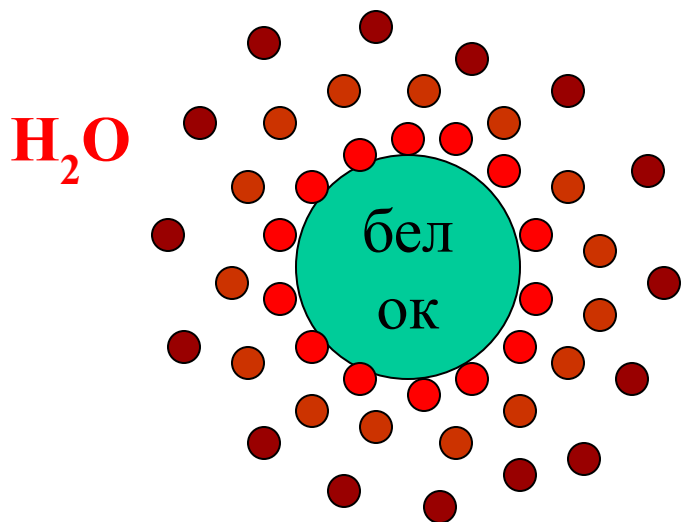


Взаимодействие магнитных ядер друг с другом приводит к расщеплению линий. Расстояние между линиями характеризуется константой спин-спинового взаимодействия J .

Сигнал метильных протонов (CH_3) расщеплен на 3 пика (1:2:1), т.к. в соседней метиленовой группе есть 2 эквивалентных протона.

Сигнал метиленовых протонов (CH_2) расщеплен на 4 пика (1:3:3:1), т.к. в соседней метильной группе есть 3 эквивалентных протона.

Время спин-решеточной релаксации T_1



		T1 (мс)	
Серое в-во	450	Мозговое в-во	680
Белое в-во	350	Корковое в-во	570
СМЖ	1500	Мышцы	500
Миокард	380	Жировая тк.	230
Печень	377	Костный мозг	490
Поджел. Жел.	463	Кожа	320
Селезенка	646	Кишечник	300

Время спин-спиновой релаксации T_2 в нормальных и патологически изменённых тканях мозга

нормальные - T2 (мс)

патологические - T2 (мс)

Серое в-во

101

Астроцитома

180

Белое в-во

96

Глиобластома

170

СМЖ

510

Олигодендроглиома

200

Мозолистое тело

120

Глиома

260

Мост

110

Некроз

170

Жировая ткань

160

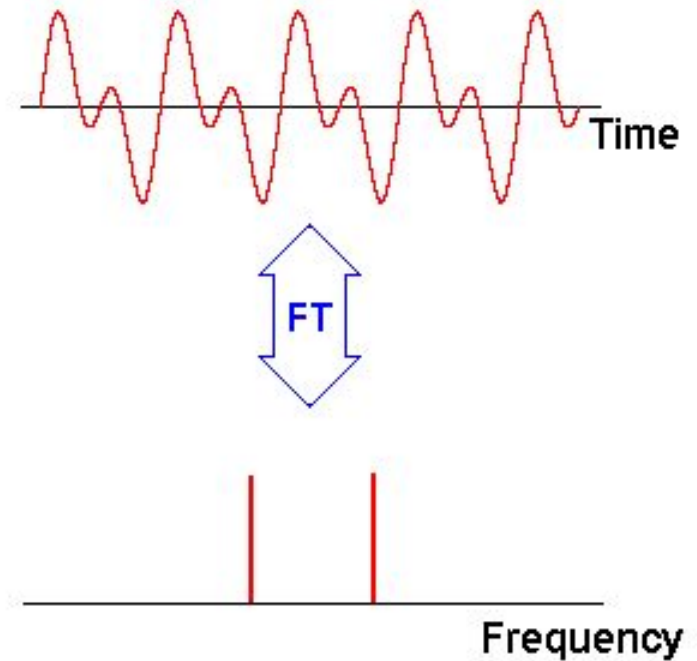
Множ. склероз

190

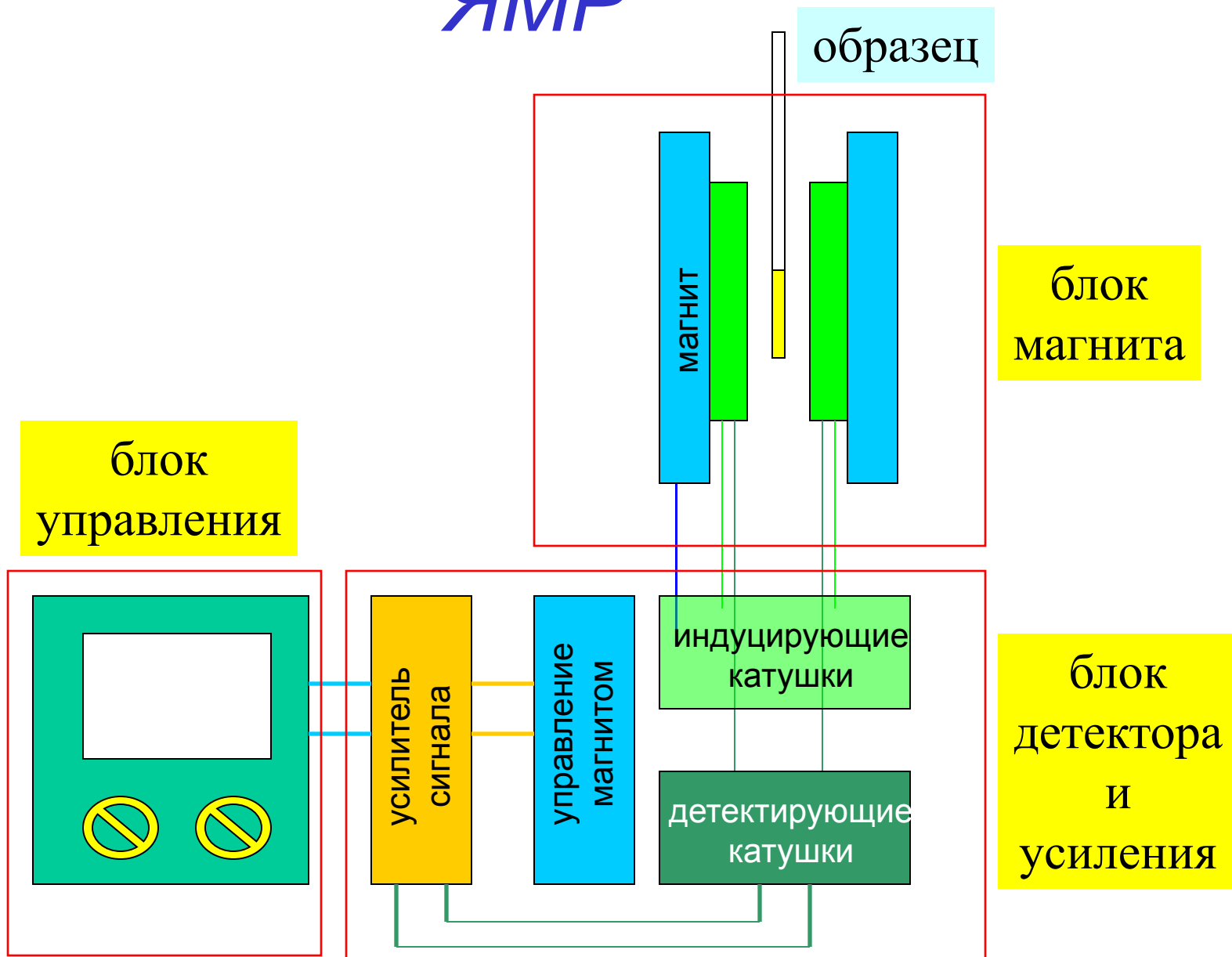
Преобразование Фурье

Преобразование Фурье – операция превращающая зависимость периодической функции от времени в зависимость от частоты.

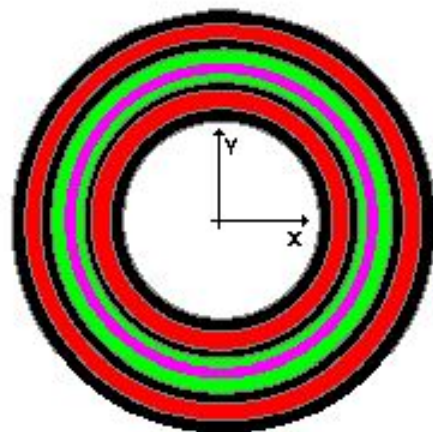
$$f(\omega) = \text{const} * \int_0^{\infty} f(t) \cos(\omega t) dt$$



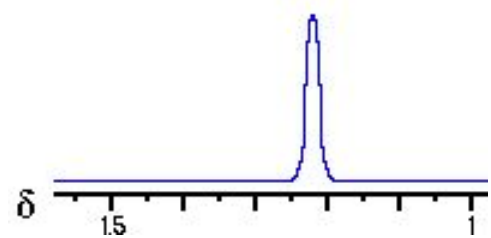
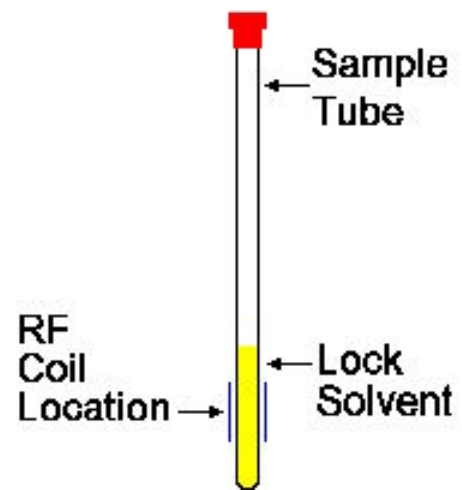
Блок-схема спектрометра ЯМР



Магнит и образцы для ЯМР



- Black** Vacuum
- Green** Liquid Helium
- Red** Liquid Nitrogen
- Grey** Container & Support
- Magenta** Superconducting Coil

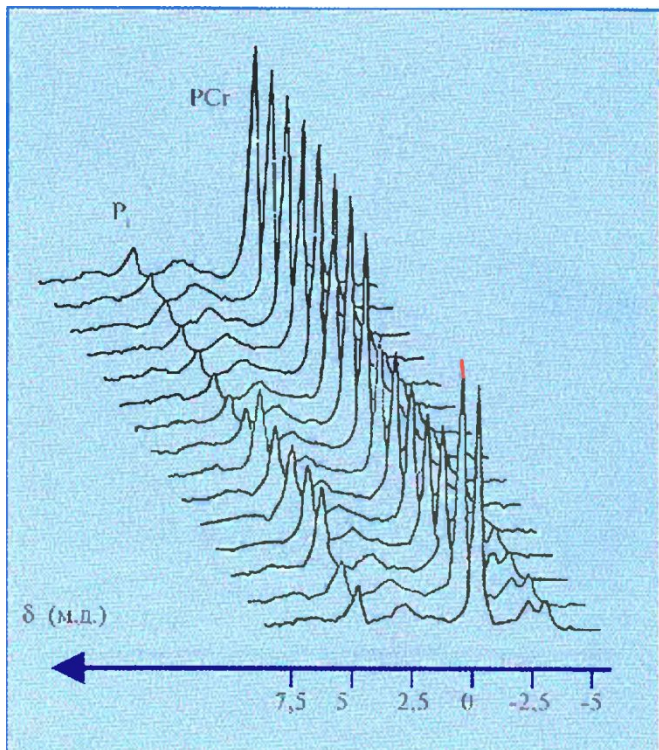


ПРЕИМУЩЕСТВА

- ^1H Сильный сигнал.
Присутствует во всех органических молекулах
- ^{13}C Хорошо разрешенные пики.
Присутствует во всех органических молекулах.
- ^{31}P Сильный сигнал. Играет осн. роль в энергетическом метаболизме.
- ^{19}F Сильный сигнал. В норме не встречается в организме.
- ^{23}Na Сильный сигнал, важная роль в ионном балансе

НЕДОСТАТКИ

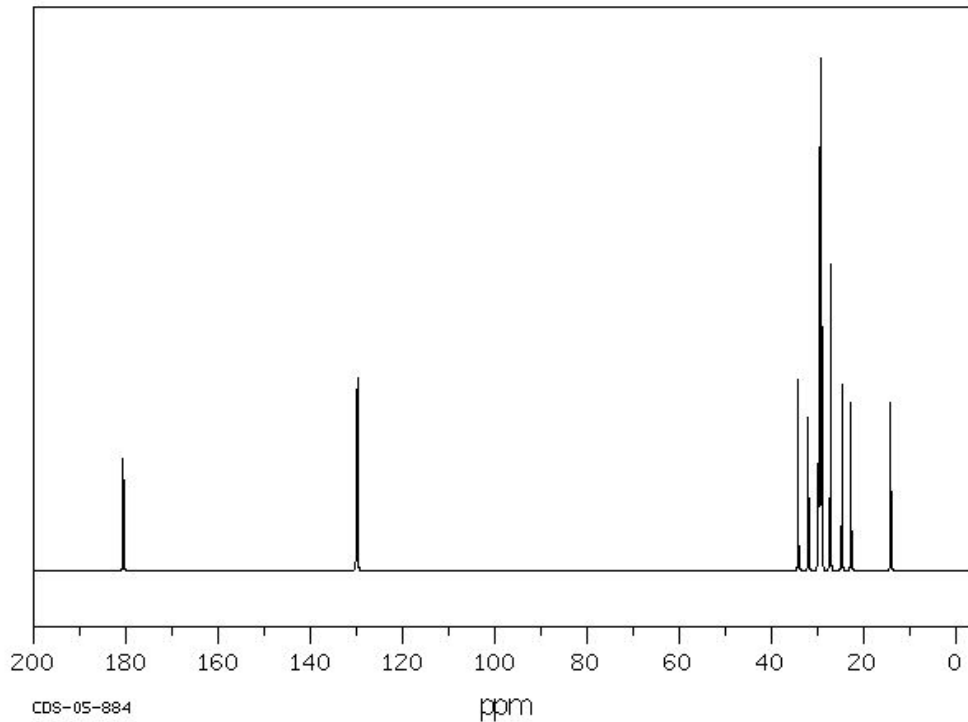
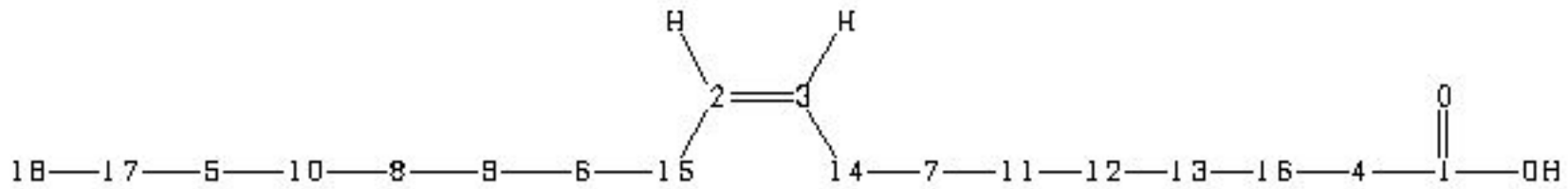
- Интенсивный сигнал от воды, наложение пиков.
- Слабый сигнал, необходимо производить ^1H - ^{13}C спин-спиновую развязку.
- Низкие концентрации, трудно выделить пики отдельных веществ в *in vivo*
- Необходимость создания высоких концентраций лекарственных препаратов в тканях
- Отсутствие хим. сдвигов



^{31}P спектроскопия (^{31}P -MPC) икроножной мышцы в состоянии покоя и под нагрузкой демонстрирует как расходуется креатининфосфат для поддержания уровня АТФ

СЛОЖНОСТИ метода: распознавание пиков множества метаболитов (так пик РМЕ образуют ок. 10 различных веществ, часто с перекрывающимися сигналами)

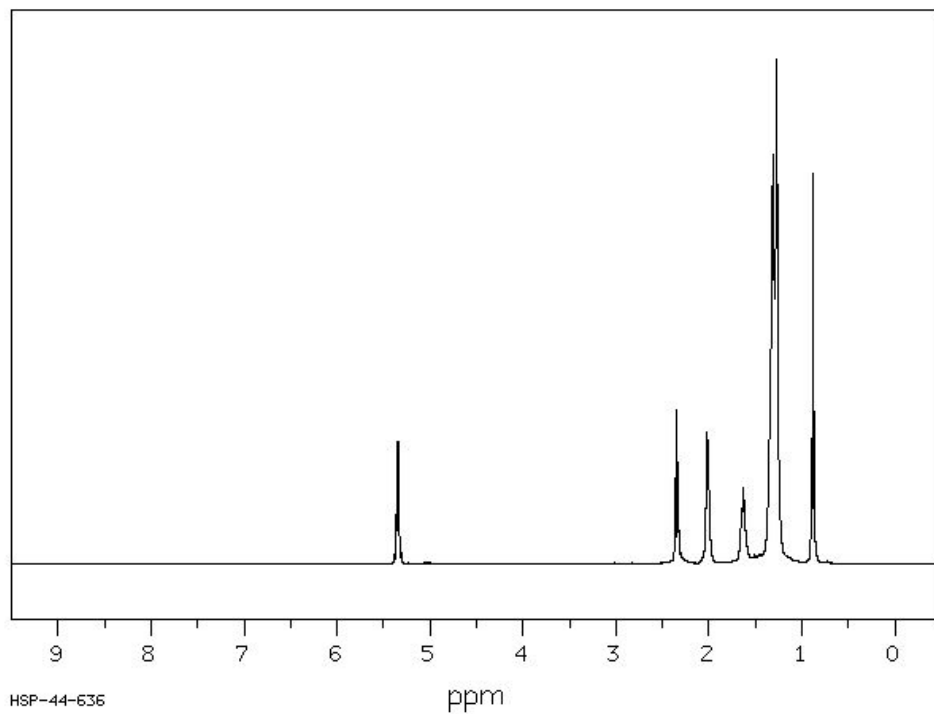
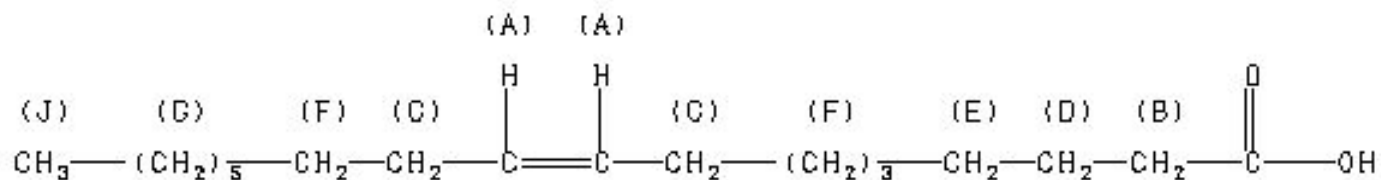
Спектр ЯМР ^{13}C олеиновой кислоты



δ , ppm	Intensity	Atom
180.58	221	1
130.03	353	2
129.74	377	3
34.18	377	4
31.99	304	5
29.73	765	6
		7
29.65	696	8
29.40	853	9
		10
29.14	1000	11
		12
		13
27.24	608	14
		15
24.73	368	16
22.74	333	17
14.12	333	18

$\nu = 15.09 \text{ МГц}$

Спектр ЯМР ^1H олеиновой кислоты



Atom	δ , ppm
A	5.34
B	2.34
C	2.01
D	1.63
E	1.35
F	1.31
G	1.27
J	0.88

$\nu = 399.65 \text{ MHz}$

Применение в медико-биологических исследованиях

1. Исследование структуры белков с помощью ^1H -ЯМР высокого разрешения и Фурье-преобразований.
2. Изучение свойств свободной и связанной воды помощью импульсного ^1H -ЯМР.
3. ^{13}C -ЯМР спектроскопия применяется для изучения белков, нуклеиновых кислот и других биологически важных соединений. Обладает большей чувствительностью, чем ^1H -ЯМР.
4. ^{31}P -ЯМР спектроскопия часто применяется для исследования структуры и функций фосфолипидов.

Рекомендуемая литература:

Книги:

- Керрингтон Э. и МакЛечлан Д. Магнитный резонанс в химии. Издательство «Наука», 1972 г.
- Кантор Л.Р. и Шиммел П.Р. Методы биологической физики. Издательство «Мир», 1983.

Веб-сайт:

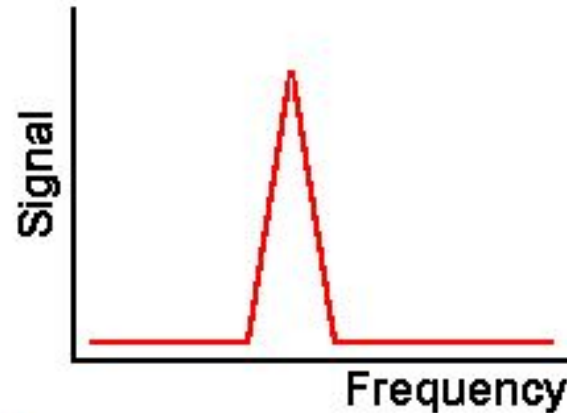
<http://www.cis.rit.edu/htbooks/nmr>

Магнитная Резонансная Томография

История открытия МРТ

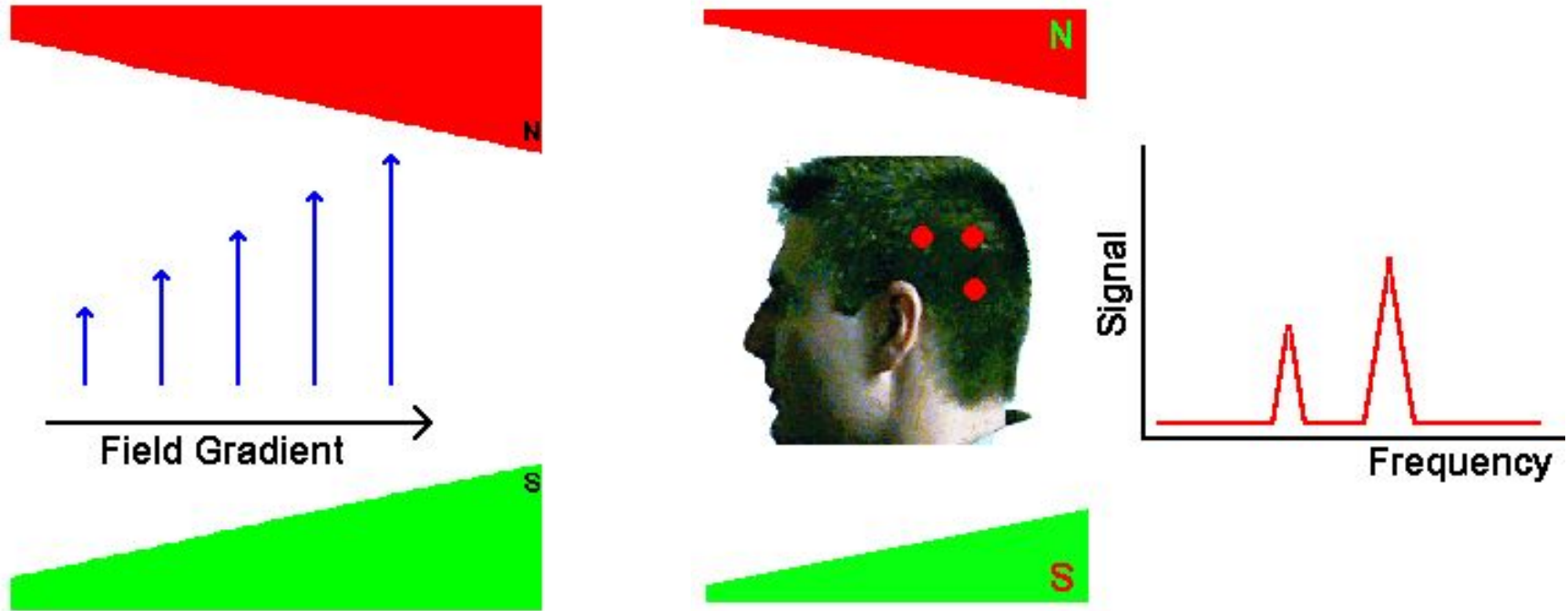
- 1946 Явление ЯМР: Блох и Пурсел.
- 1952 Нобелевская премия: Блох и Пурсел
- 1950
- 1960 Развитие ЯМР как аналитического метода
- 1970е Раймонд Дамадиан – различие ЯМР параметров у тканей
- 1972 1-мерная Томография
- 1973 Основы МРТ - Лаутербур
- 1975 МРТ с применением Фурье - Эрнст
- 1980 3х-мерная МРТ - Эдельштейн
- 1986 МРТ с использованием Спинового эха
ЯМР микроскоп
- 1988 МРТ- ангиография - Дюмулин
- 1991 Нобелевская премия - Эрнст

Измерение пространственного распределения сигнала ЯМР



Объект с несколькими центрами в однородном магнитном поле дает одиночный сигнал ЯМР

Обнаружение сигнала ЯМР в градиенте магнитного поля



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.

Одномерный градиент магнитного поля - это изменение относительно одного направления, тогда как **двумерный градиент** - изменение относительно двух. Наиболее используемым видом градиентом 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.

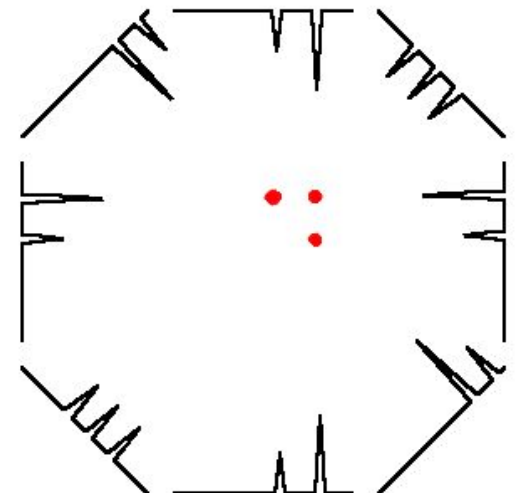
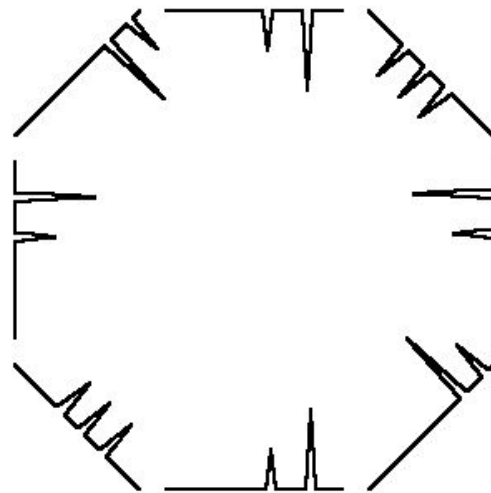
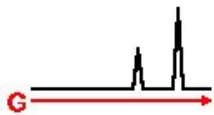
Частотное кодирование

Точка в центре магнита, где $(x,y,z) = 0$ называется изоцентром магнита, где магнитное поле имеет напряженность B_0 и резонансная частота равна ν_0 . Амплитуда сигнала пропорциональна числу спинов в плоскости, перпендикулярной градиенту. Этот процесс называется частотным кодированием и делает резонансную частоту пропорциональной положению спина.

$$\nu = \gamma (B_0 + x G_x) = \nu_0 + x G_x \quad x = (\nu - \nu_0) / (\gamma G_x)$$

Этот принцип - основа всей магнитно-резонансной томографии.

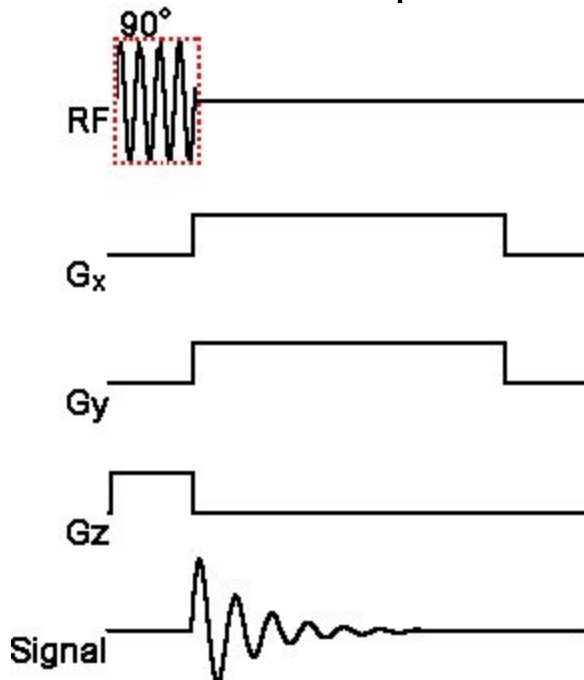
Круговые проекции градиента магнитного поля



Круговая проекция магнитного поля дает 2х-мерное изображение изучаемых объектов

Метод обратного проецирования

Метод обратного проецирования - форма магнитно-резонансной томографии – дополненная процедура частотного кодирования. Объект помещается в магнитное поле. С нескольких углов применяется одномерный градиент поля, для каждого градиента регистрируется ЯМР-спектр. Процесс повторяется 360 раз между 0° и 359° . Данные далее могут быть восстановлены по проекциям пространства в компьютерной памяти, после нивелирования фоновой интенсивности. Вообще, схема обратного отображения называется обратным преобразованием Радона.

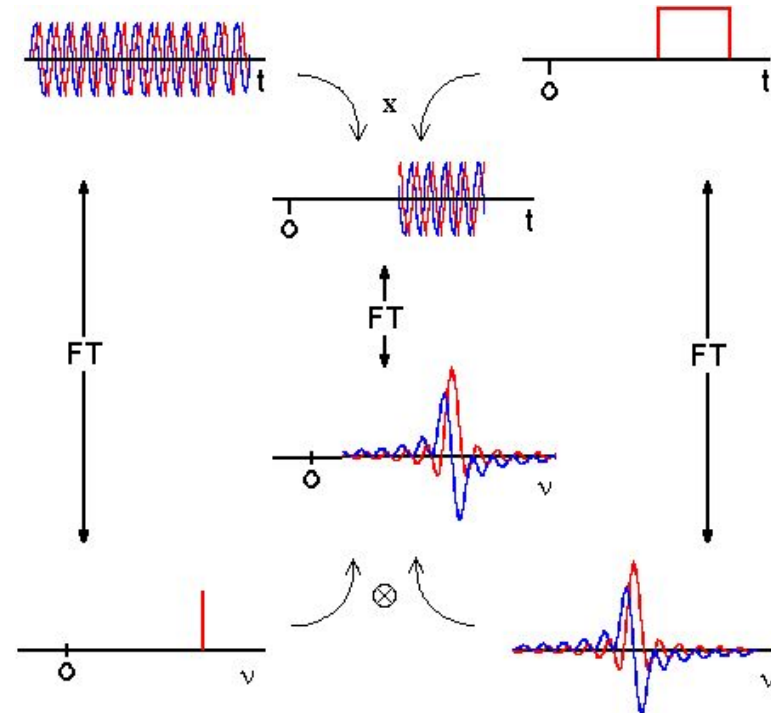
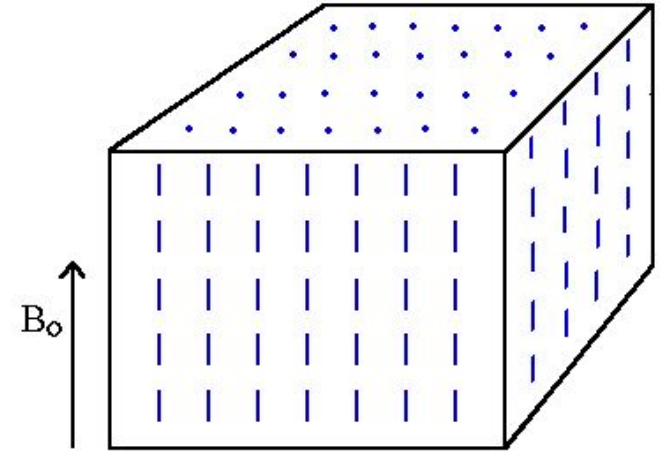


Для стандартной 90-FID отображающей последовательности изменение угла градиента достигается применением линейной комбинации двух градиентов. Для применения метода обратного проецирования необходима возможность получать изображения спинов в тонких срезах. Это выполняется при помощи градиента G_z на последнем графике.

Выбор среза

Принцип, стоящий за выбором слоя, объясняется резонансным уравнением. 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.

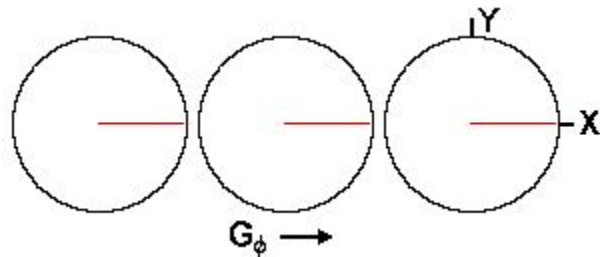
90° -импульс содержит диапазон частот. Амплитуда sinc функции имеет максимум при частоте РЧ импульса. Применение 90° -импульса с градиентом магнитного поля по направлению x повернет некоторые (так как B_1 некоторых частот меньше, чем это необходимо для поворота на 90°) спины из плоскости, перпендикулярной оси x , на 90° градусов.



Градиент фазового кодирования

В современных МРТ используется фазо-кодирующий градиент магнитного поля, дополненный срез-селектирующим и частотно-кодирующим градиентами.

Градиент фазового кодирования используется для передачи определенного фазового угла вектору поперечной намагниченности. Например, для трех областей со спинами, с одинаковым химическим сдвигом (в одинаковом магнитном поле), и Ларморовой частотой для градиентного магнитного поля вдоль оси X, все три вектора будут прецессировать вокруг него с частотой, определяемой из резонансного уравнения: $\nu = \gamma (B_0 + x G_x) = \nu_0 + \gamma x G_x$



Во время действия фазо-кодирующего градиента каждый вектор поперечной намагниченности имеет собственную, отличную от других, Ларморову частоту. При выключении градиента в направлении X, внешнее магнитное поле, испытываемое каждым спиновым вектором, остается одинаковым - частота Лармора каждого вектора поперечной намагниченности одинакова. А фазовый угол отличается.

Томография с применением преобразования Фурье

Простейшая отображающая последовательность преобразования Фурье

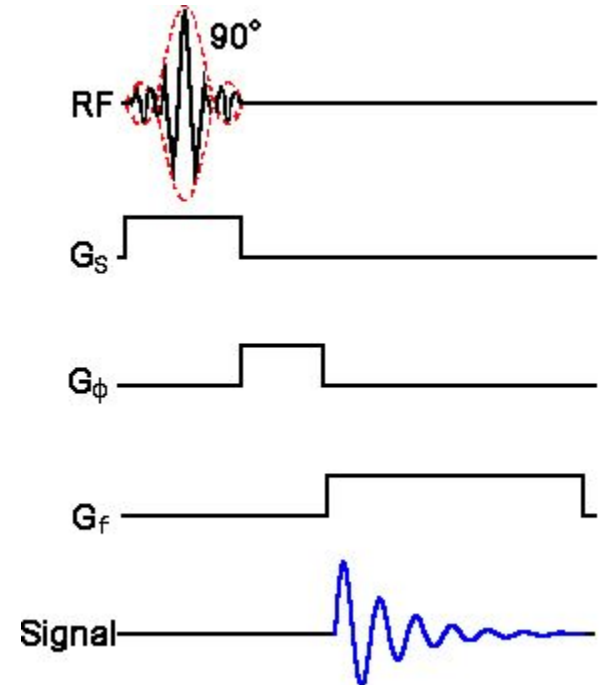
содержит 90° импульс выбора среза,

импульс градиента выбора среза,

фазо-кодирующий градиентный импульс,

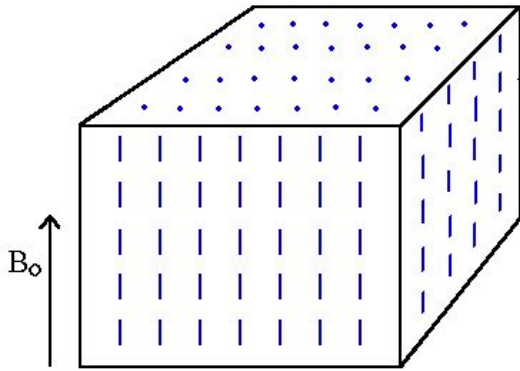
частотно-кодирующий градиентный импульс,

и сигнал.



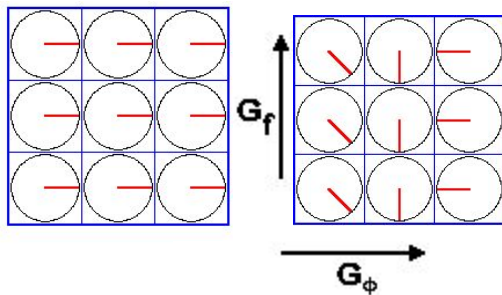
Последовательность импульсов обычно повторяется 128 или 256 раз для сбора всех необходимых данных для предоставления изображения. С каждым повторением последовательности меняется величина фазо-кодирующего градиента.

- 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.



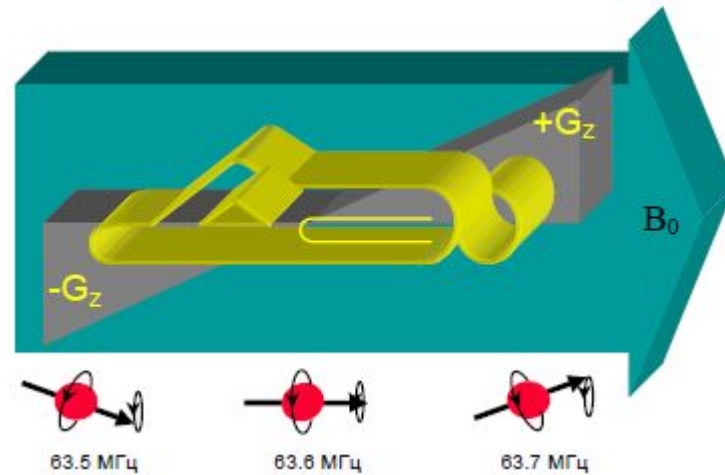
Применим срез-селектирующий градиент вдоль оси Z . РЧ-импульс поворачивает только те спиновые пакеты, которые удовлетворяют резонансному уравнению.

Для однородного магнитного поля все девять прецессионных соотношений будут равны. Применим фазо-кодирующий градиент вдоль оси $X \rightarrow$ спины с разным положением вдоль оси X начинают прецессировать с разными Ларморовыми частотами. При выключении фазо-кодирующего градиента, суммарные вектора намагниченности продолжают прецессировать с той же скоростью, но приобретают разные фазы. Фаза определяется длительностью и величиной фазо-кодирующего градиентного импульса. Включаем частотно-кодирующий градиентный импульс, который заставляет спиновые пакеты прецессировать со скоростями, зависящими от их Y положения, т.е. с *уникальными фазовым углом и частотой прецессии*.

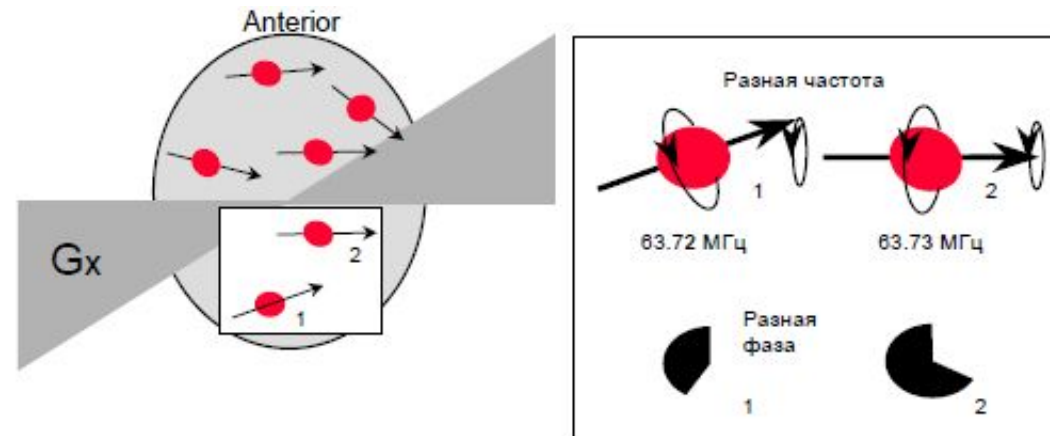
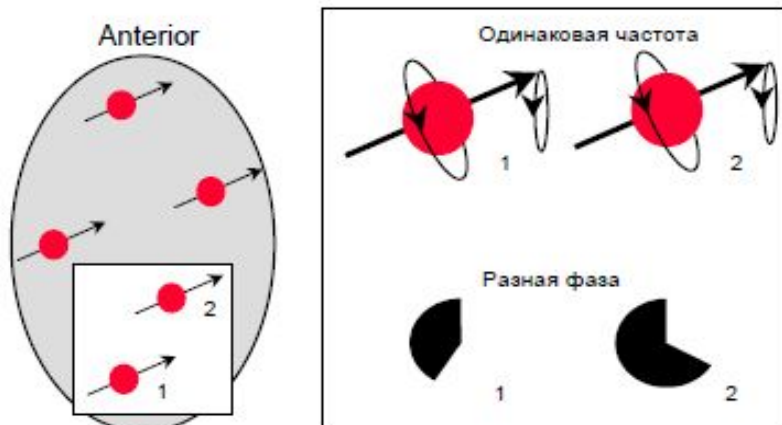
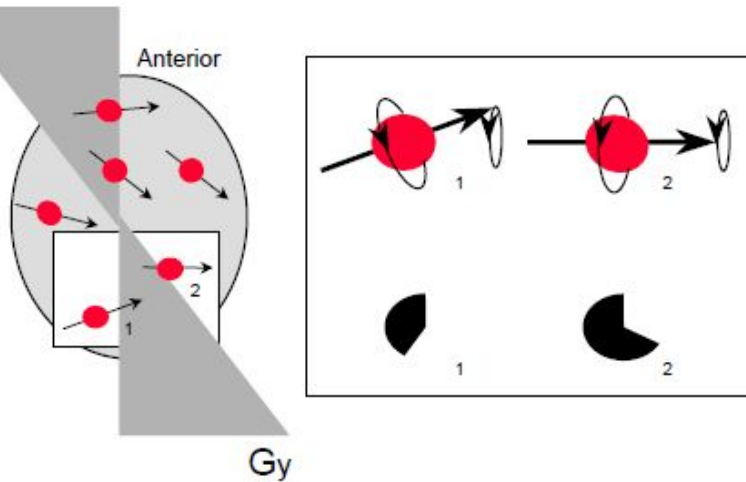


Градиентные катушки.

- Срез-кодирование
- Кодирование фазы



- Кодирование частоты

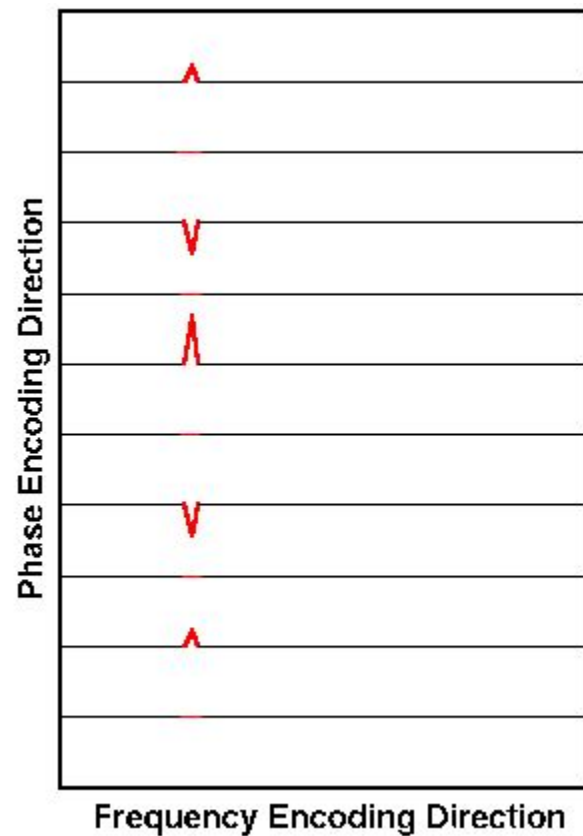
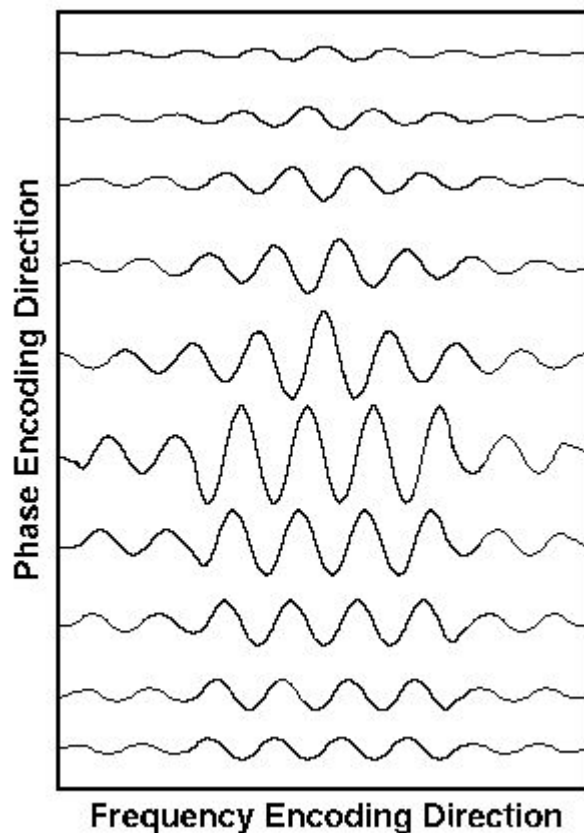
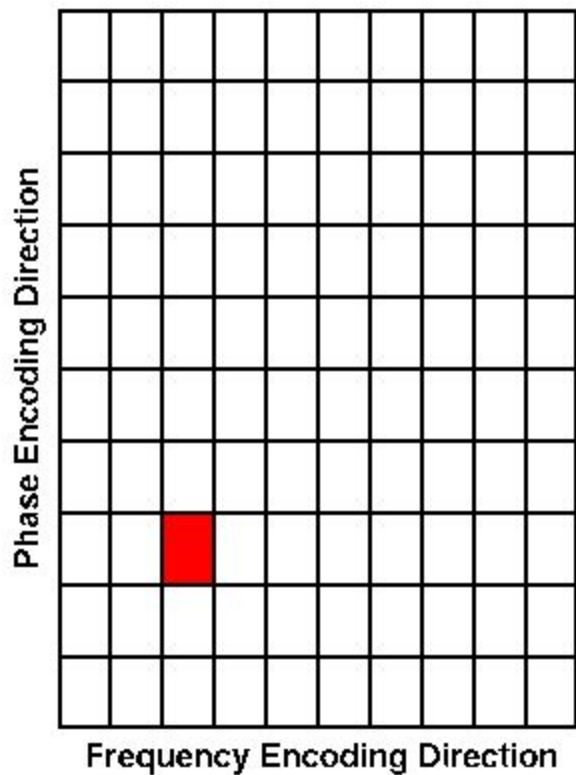


Преобразование сигнала

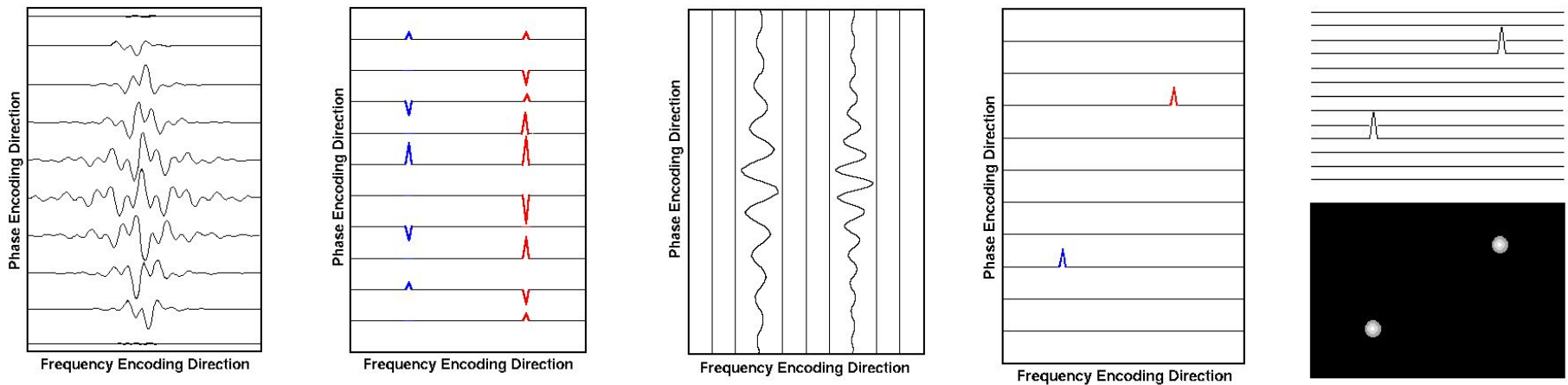
Например, одиночный вектор располагался по $(X, Y) = 2, 2$, его FID будет содержать синусоиду частоты 2 и фазы 2. Преобразование Фурье этого сигнала уберет один пик с частотой 2 и фазой 2. Для каждого местоположения направления фазо-кодирующего градиента должен быть один шаг градиента фазового кодирования. Для каждого неизвестного - одно уравнение. Для трех положений направления фазового кодирования - 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.

Для получения изображения или картинка расположения спинов, спады свободной индукции или сигналы, подвергаются преобразованию Фурье сначала по направлению X для извлечения частотного компонента информации, затем, по направлению фазового кодирования для извлечения информации о положении градиента фазового кодирования. Для понимания этого, рассмотрим несколько примеров.

Для воксела с некой суммарной намагниченностью, с временной и частотной компонентами данных ("сырые"), преобразование Фурье дает серию пиков по направлению частотного кодирования с частотой, соответствующей положению X воксела со спином. По направлению фазового кодирования преобразование Фурье дает единственный пик. Частота и фаза этого пика соответствует положению воксела со спинами.



Для двух вокселей в отображаемой плоскости «сырые» данные выглядят следующим образом (добавление частоты → биения) во временном компоненте. Можно увидеть частоту биения в фазовом направлении, также показывающим две частоты. Вначале, преобразование Фурье дает серию пиков по направлению частотного кодирования с двумя частотами, соответствующими положениям X вокселя со спином.



Заметьте, как изменяется амплитуда пиков, если смотреть сверху вниз по направлению фазового кодирования. По направлению фазового кодирования преобразование Фурье дает два пика. Частоты и фазы этих пиков соответствуют положению вокселей со спинами. Подвергнутые преобразованию Фурье данные представляются как изображение переводением интенсивностей пиков в интенсивности пикселей представляющих томографическое изображение.

$$FOV = f_s / \gamma G_f$$

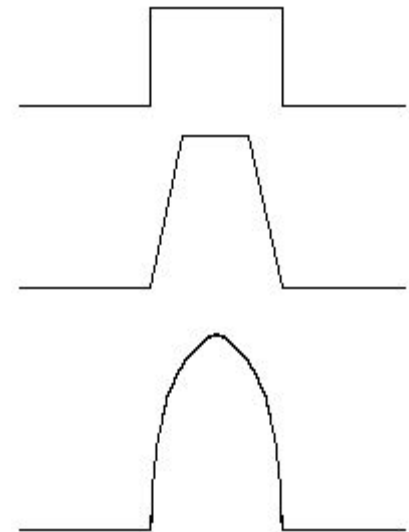
Поле обзора (field of view - FOV) по направлению частотного кодирования предполагает фазочувствительную детекцию поперечной намагниченности и представляет зависимость между частотой оцифровки, f_s , и шириной спектра.

Для избежания проблемы заворачивания, поле обзора должно быть больше, чем ширина отображаемого объекта.

Фазо-кодирующий градиент обычно принимает значения между максимумом $G_{\phi \max}$ и минимумом - $G_{\phi \min}$ по 128 или 256 равным шагам (через равные промежутки). Отношение между FOV (полем обзора) и $G_{\phi \min}$ имеет следующий вид:

$$\int G_{\phi \max} dt = N / (2 \gamma FOV)$$

где N - число шагов фазового кодирования. Интеграл $G_{\phi \max} dt$ больше времени включенного фазо-кодирующего градиента. Форма фазо-кодирующего градиентного импульса не имеет значения пока площадь под импульсом остается подходящей.



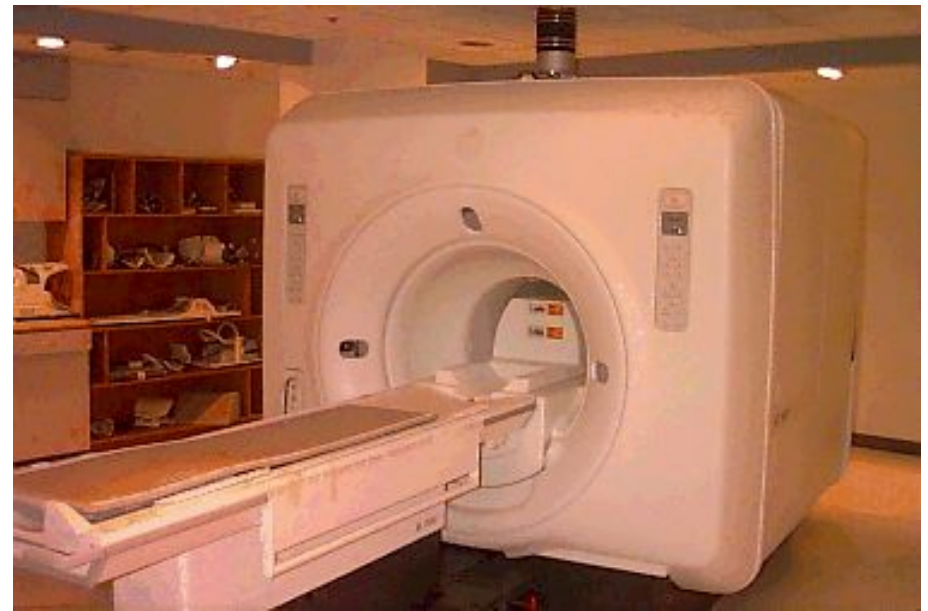
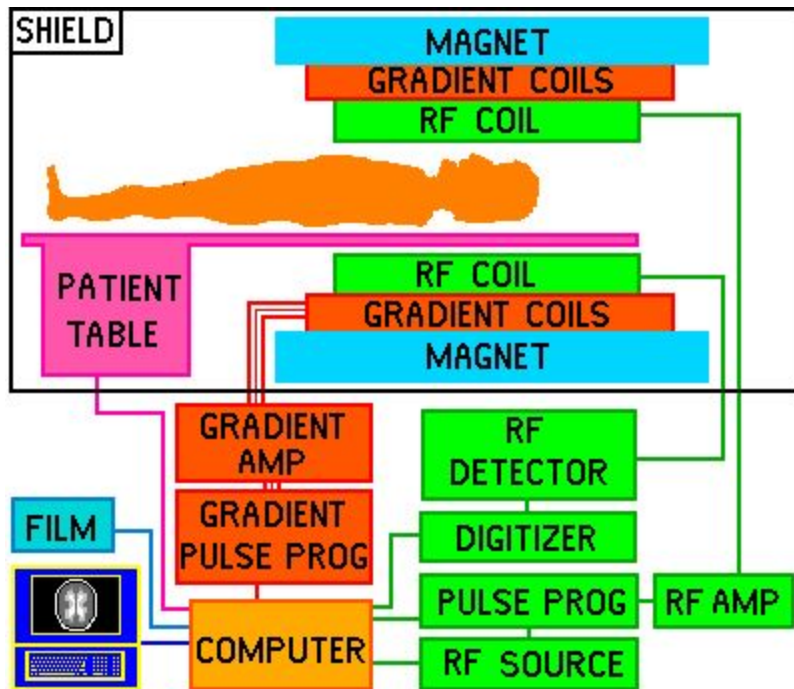
Разрешение изображения

Два элемента изображения называются разрешенными, если они различимы. Разрешение является критерием качества изображения. *Разрешение обратно пропорционально расстоянию между двумя различимыми элементами изображения.*

Возможность разрешения является функцией многих переменных: T_2 , отношение сигнал-шум, частота дискретизации, толщина среза и размер матрицы изображения - лишь некоторые из них.

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^* .

Магнитно-Резонансный Томограф



Общая схема томографа

Внешний вид томографа

Катушки для МРТ исследования головы и кисти



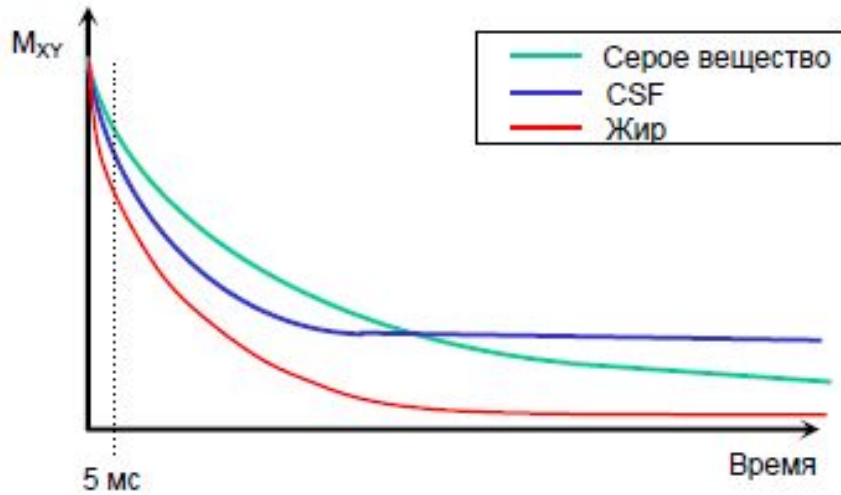
Типы МРТ изображений

ρ (ρ_0) - взвешенное по протонной плотности

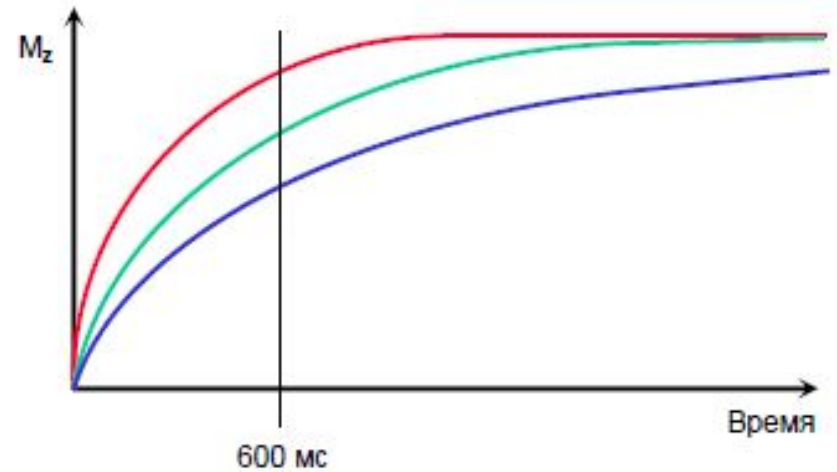
T_1 – взвешенное по времени T_1

T_2 – взвешенное по времени T_2

T1 контраст.



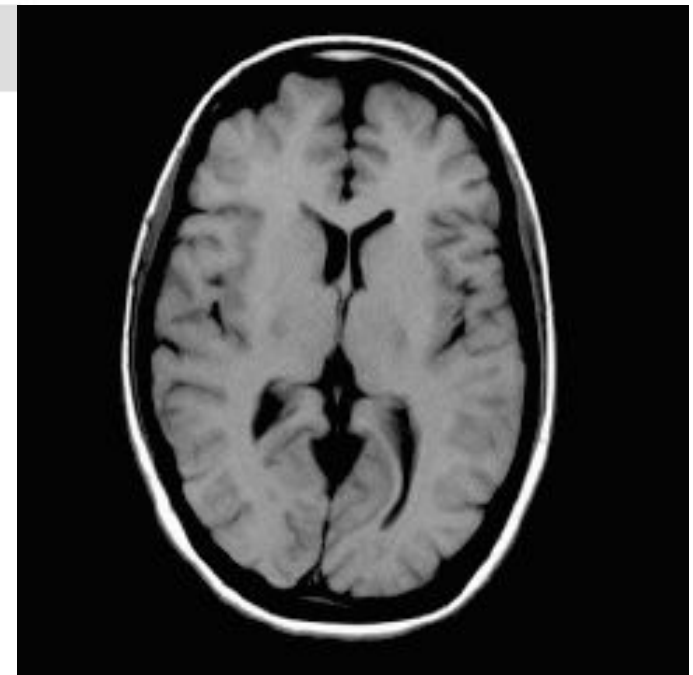
A



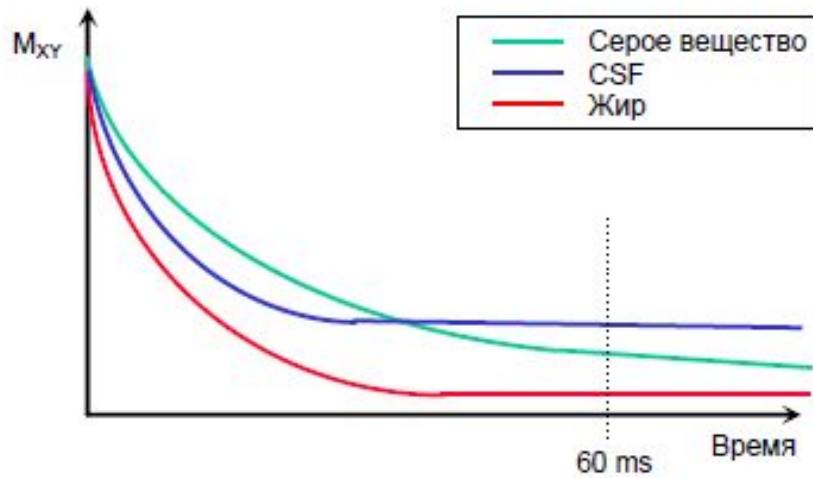
B

TR=600 мс

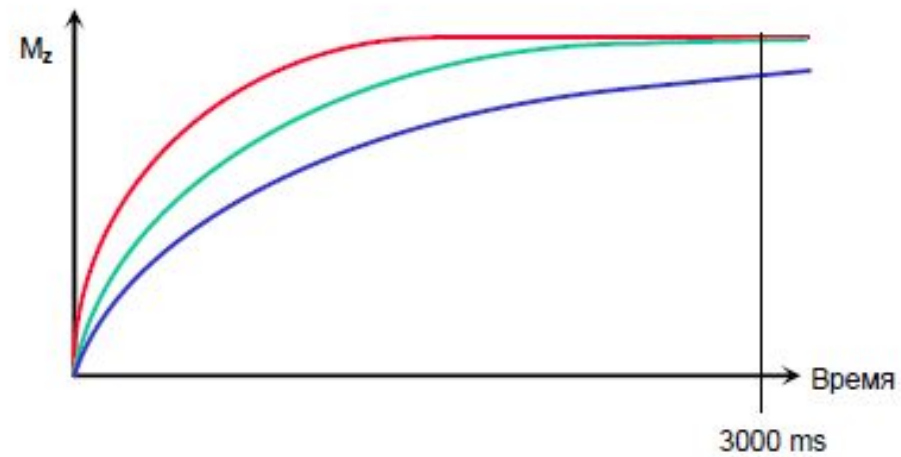
TE=10 мс



T2 контраст.



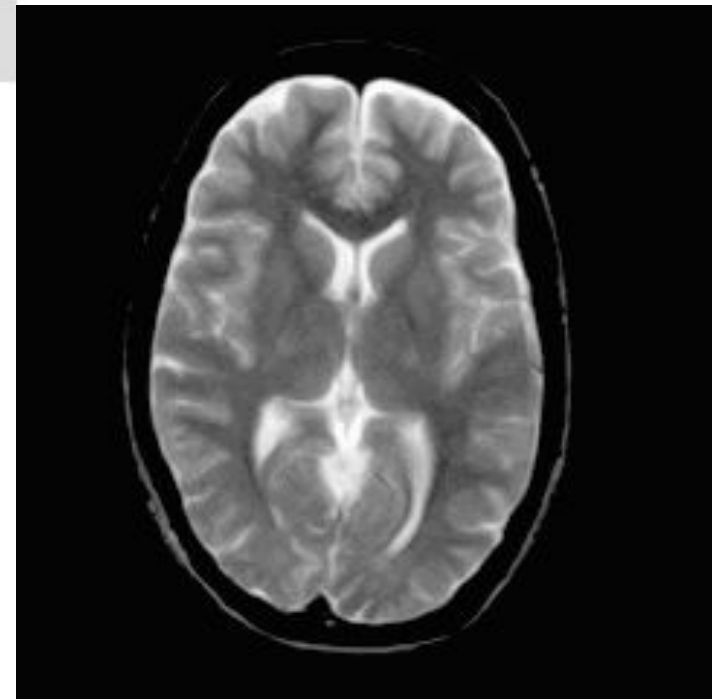
A



B

TR=3000 мс

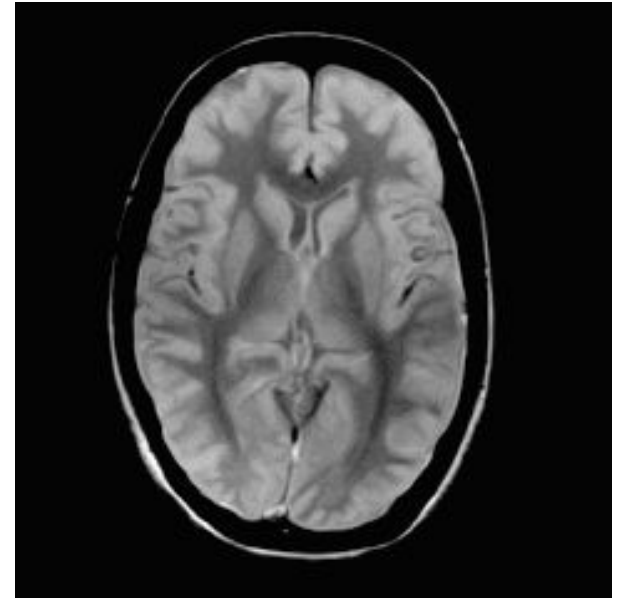
TE=120 мс



Контраст протонной плотности

TR=2000 мс

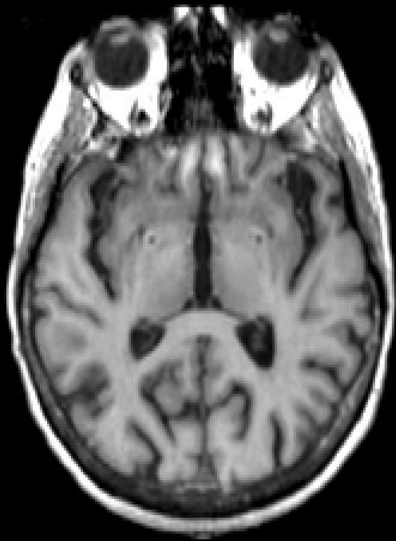
TE=10 мс



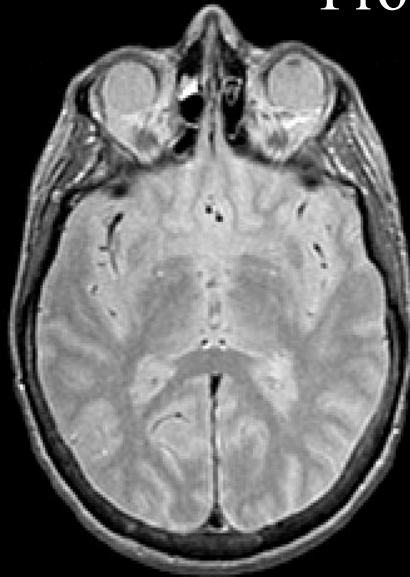
PD и T2 изображения лучше подходят для выявления патологий.

T1 изображения лучше подходят для изучения анатомии объекта.

T1



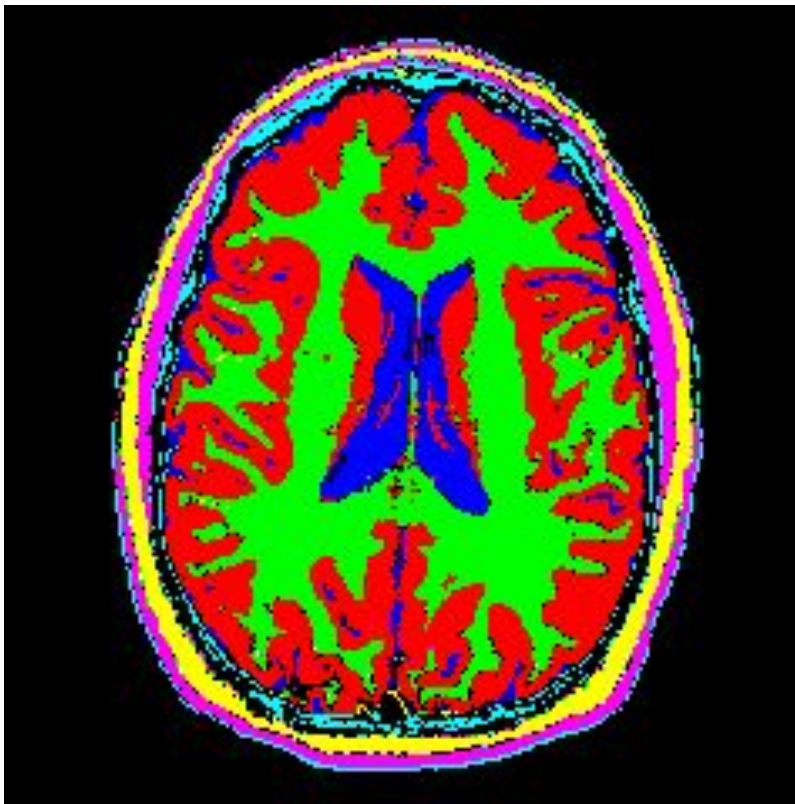
Proton



T2

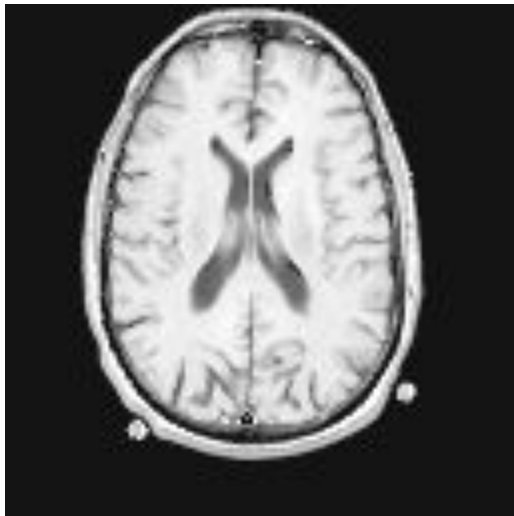


МРТ изображение тканей головного мозга

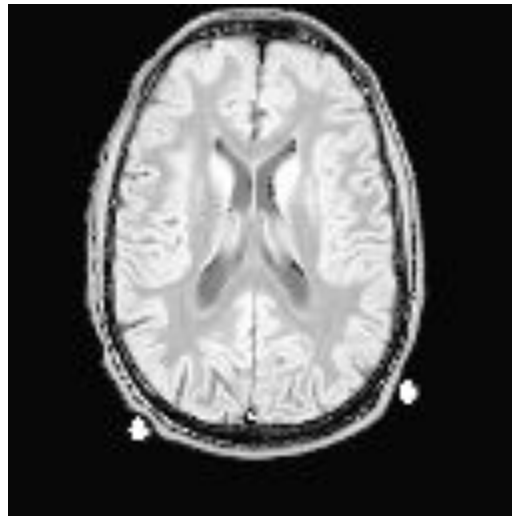


-  Серое вещество
-  Белое вещество
-  СМЖ
-  Адипозная ткань
-  Мышцы
-  Менингеальная об.

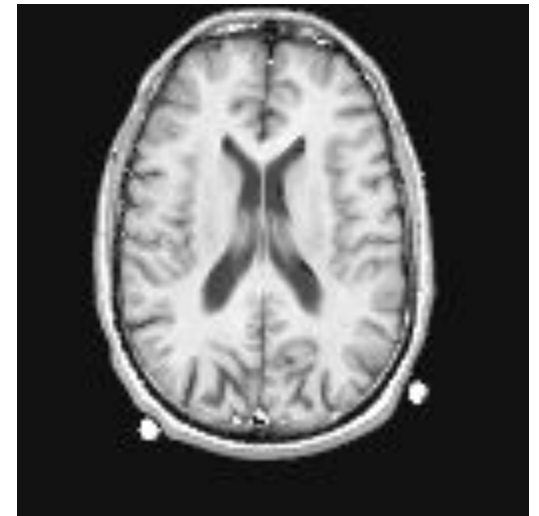
*Изображения, полученные
методом восстановления
инвертированного сигнала*



TR = 1000 ms
TI = 50 ms



TR = 1000 ms
TI = 250 ms

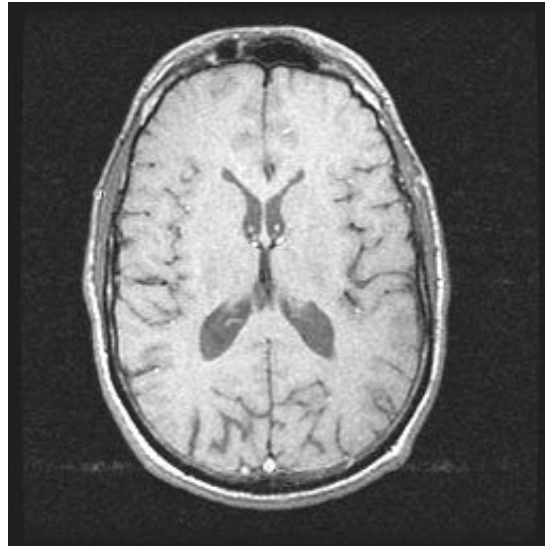


TR = 1000 ms
TI = 750 ms

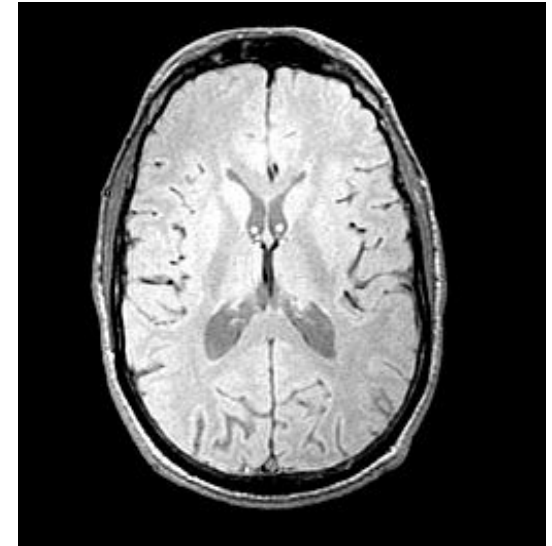
Изображения, полученные методом спинового эха



TR = 250 ms
TE = 20 ms

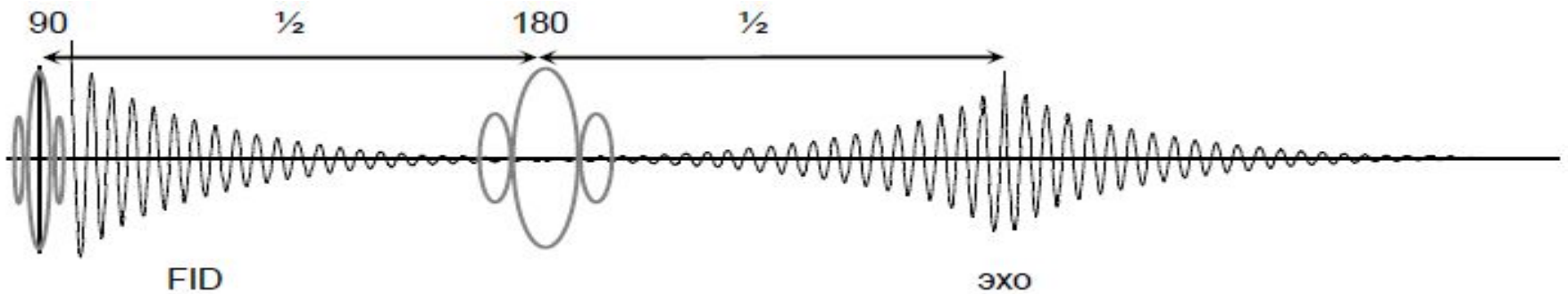


TR = 750 ms
TE = 20 ms



TR = 2000 ms
TE = 20 ms

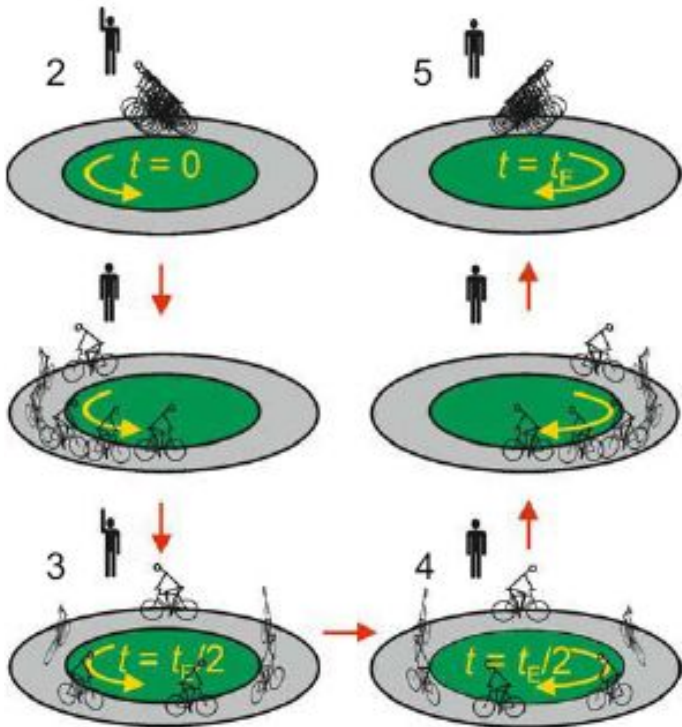
Последовательность спин-ЭХО



FID – free induction decay – спад магнитной индукции

Преимущества:

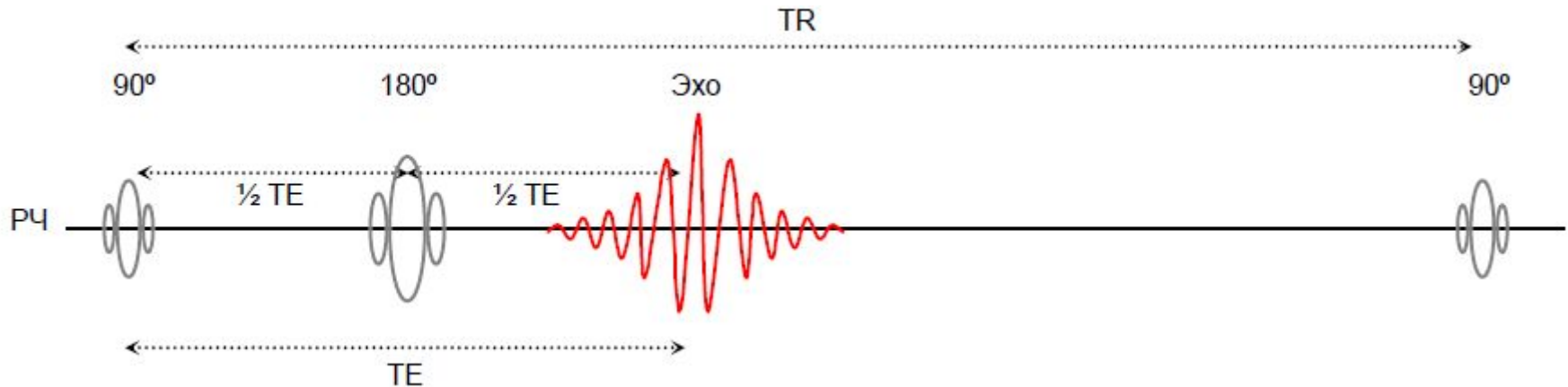
- Сильный сигнал.
- Компенсация локальных неоднородностей поля: меньше артефактов.



Недостатки:

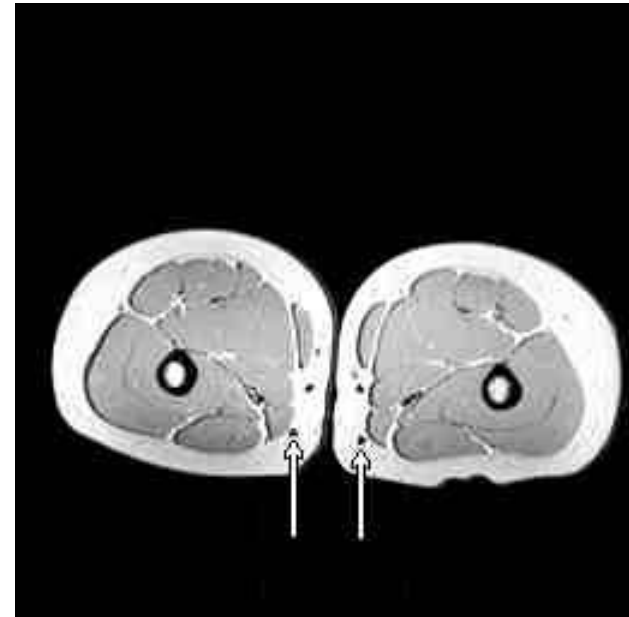
- Требуется время для выполнения перефазировющего шага, что увеличивает общее время сканирования.
- Увеличивается количество РЧ, воздействующих на организм.

Параметры последовательности



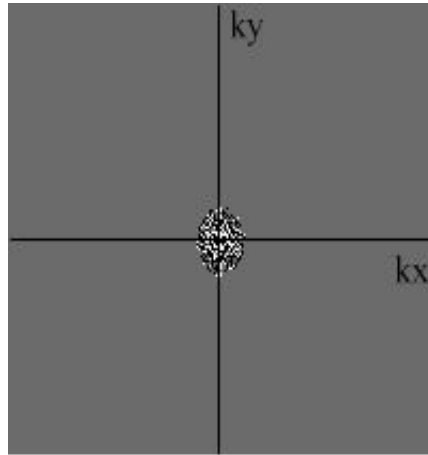
- TR (Время повторения) – время между двумя 90° импульсами возбуждения. Обычно TR от 100 до 3000 мс.
- TE (Время эхо) – время между 90° импульсом возбуждения и эхо. TE от 5 до 250 мс.
- FA (Угол переворота) – количество градусов, на которое суммарная намагниченность была перевернута в плоскость X-Y.

Изображения позвоночника и нижних конечностей

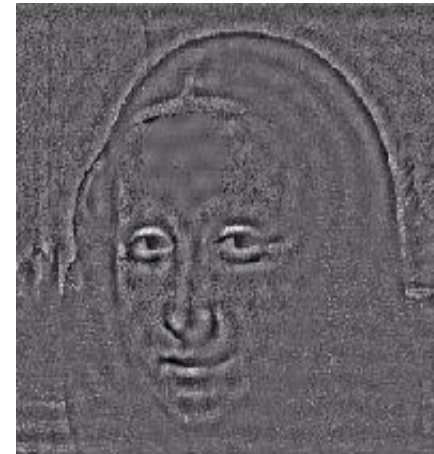
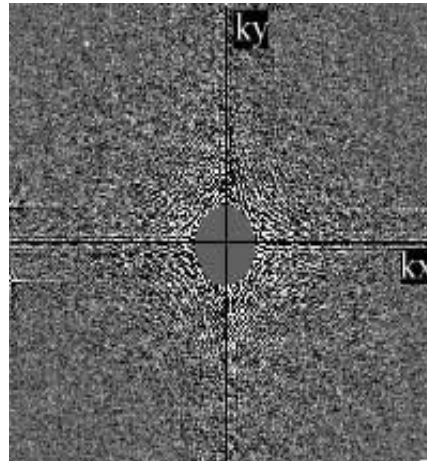


k-space Contribution to Image Properties

Center - contrast



Periphery - resolution

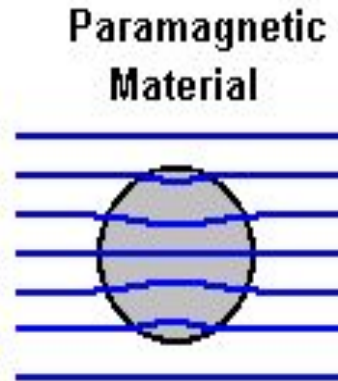


Введение контрастных веществ

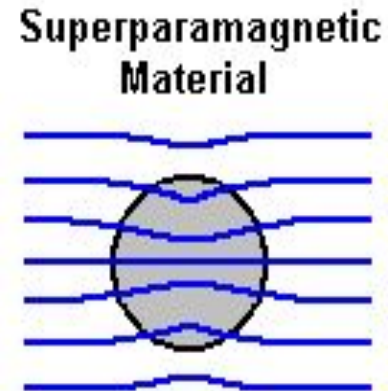
МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА ВЕЩЕСТВА



Вода, ткань



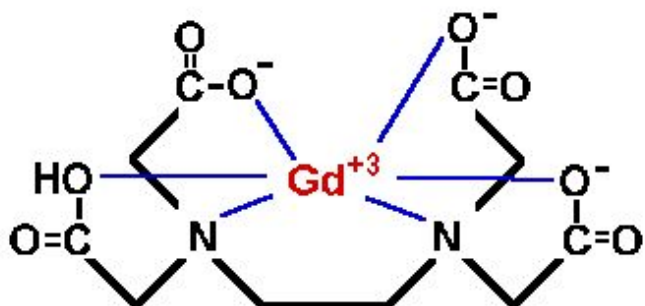
Вещества
незначительно
понижающие T_1
and T_2 , Gd



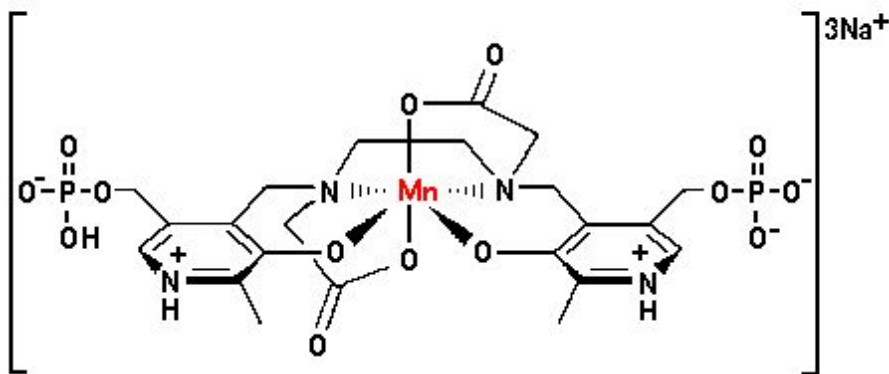
Сильное притяжение:
Fe susceptibility
agents (T_2^*).

Формулы контрастирующих веществ

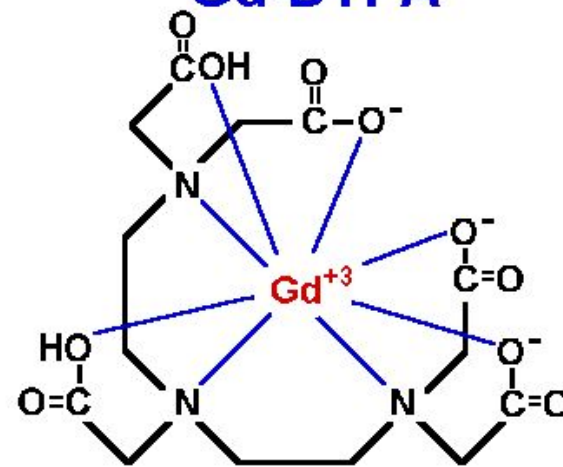
Gd-EDTA



mangafodipir trisodium



Gd-DTPA



Рекомендуемая литература:

Книги:

- Ринк П.А. Магнитный резонанс в медицине. Издательство «Blackwell», 1993 г.

Веб-сайт:

<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri>