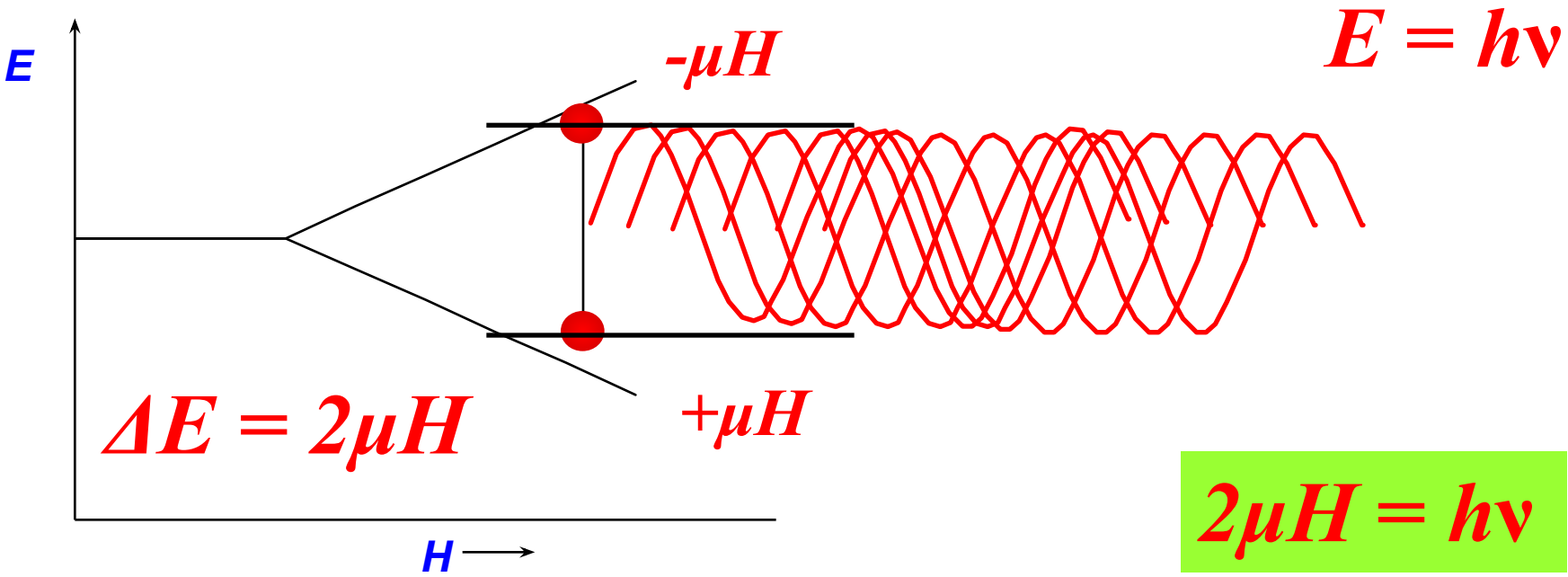
Ядерный Магнитный Резонанс

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

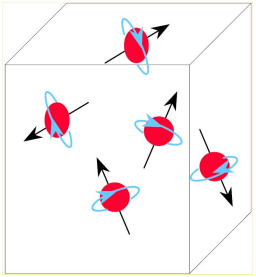
Во многом аналогичен принципу метода ЭПР. Заключается в поглощении электромагнитного излучения ядрами атомов, имеющими ненулевой магнитный момент, при их помещении в магнитное поле.

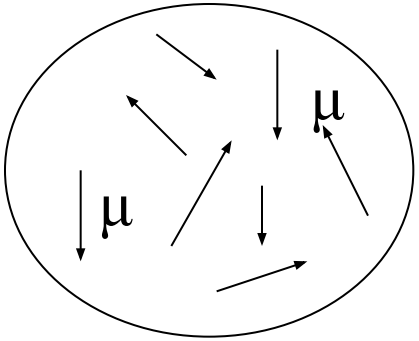


Явление ЯМР открыто Блохом в 1945 году в экспериментах на протонах воды. В 1952 г. Открытие отмечено Нобелевской премией.

Ядерные спины в постоянном магнитном поле

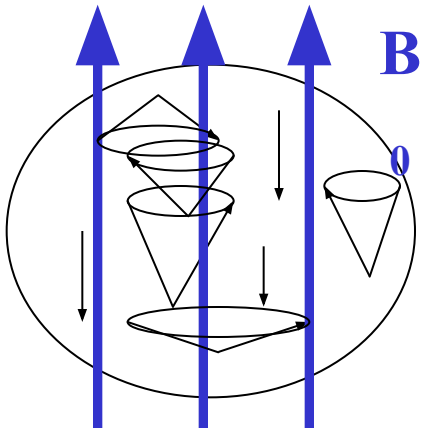
Равновесное состояние при отсутствии поля B_0





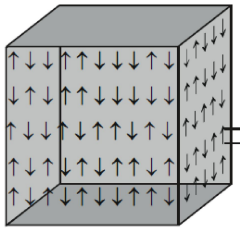
Включение поля B_0

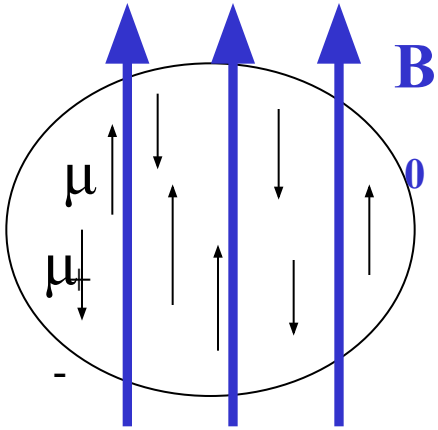
Переходные процессы при включении поля B_0 (неравновесное состояние)



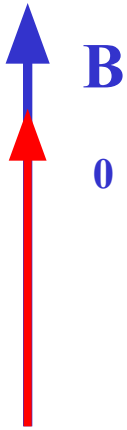
1. Прецессия с Ларморовой частотой γB_0
2. Выстраивание спинов параллельно B_0
3. Переориентация спинов антипараллельно B_0 под действием тепловых процессов

Равновесное состояние в поле B_0





эквивалентно



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

Макроскопическая ядерная намагниченность

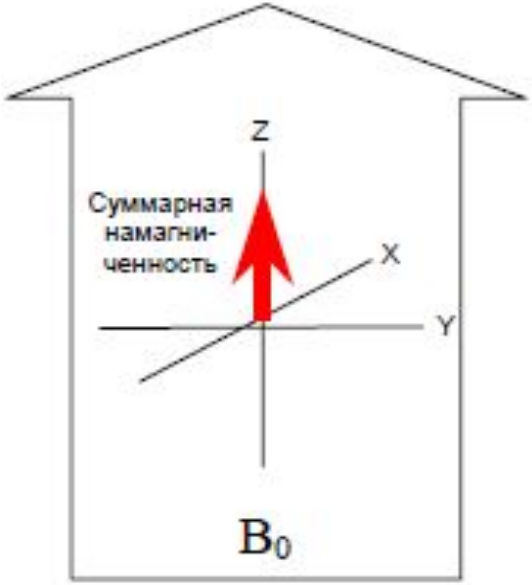
Согласно законов квантовой механики =>энергия магнитного момента может иметь только два дискретных значения – либо $E_+=+\mu B_0$, либо $E_-=-\mu B_0$

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

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

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

Упорядочение магнитных моментов характеризуется временем T1. Это <u>время продольной релаксации (спин-решеточная релаксация)</u>.



Наложение внешнего РЧ поля

- Предварительное сканирование для получения Ларморовой частоты

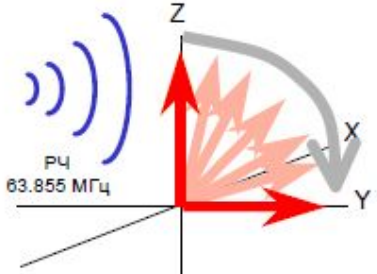
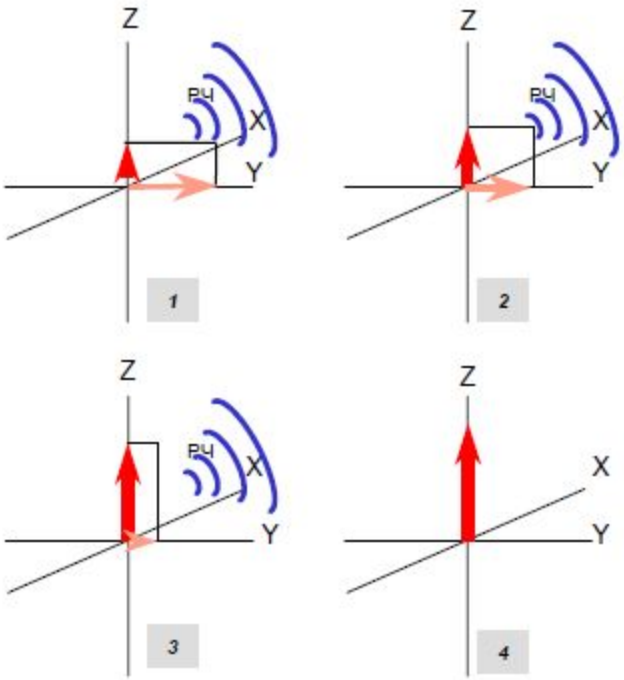


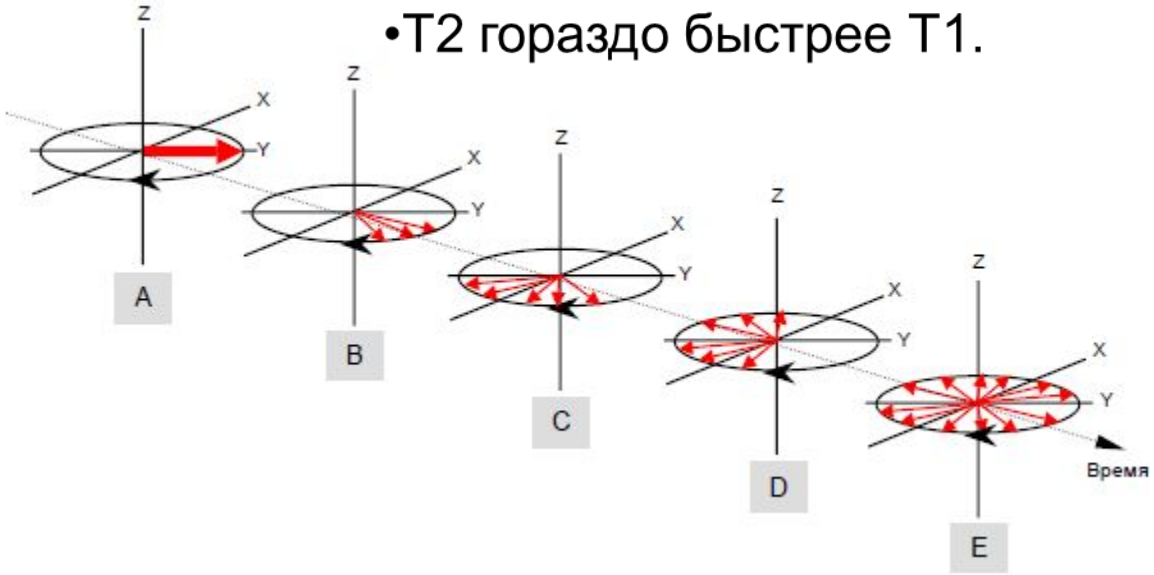
Рисунок 17

- Возбуждение системы

- Релаксация T1 и T2

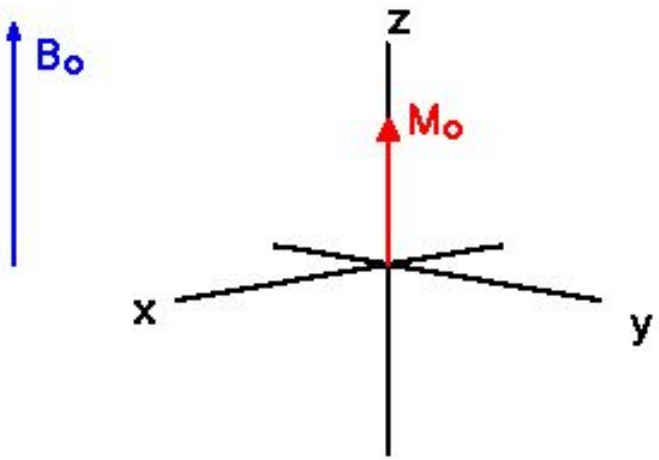
•T1 и T2 – два независимых процесса, протекающие одновременно.
•T1 происходит вдоль оси Z, T2 – в плоскости XY.
•T2 гораздо быстрее T1.

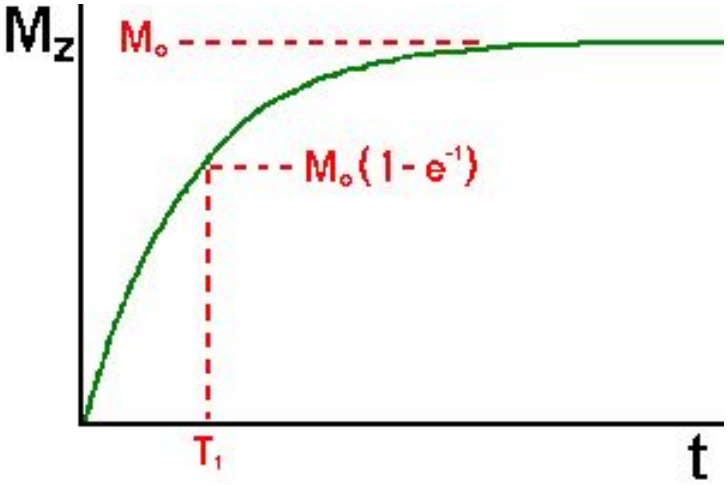




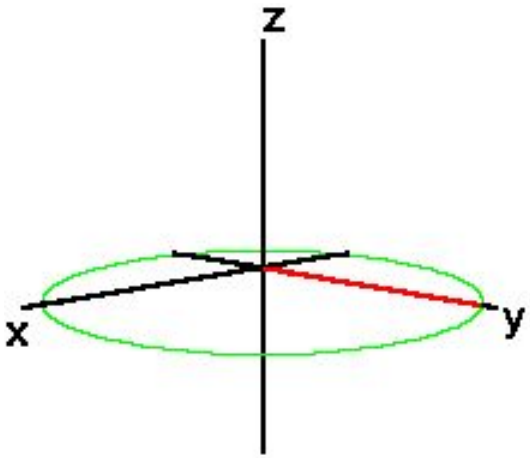
Времена релаксации

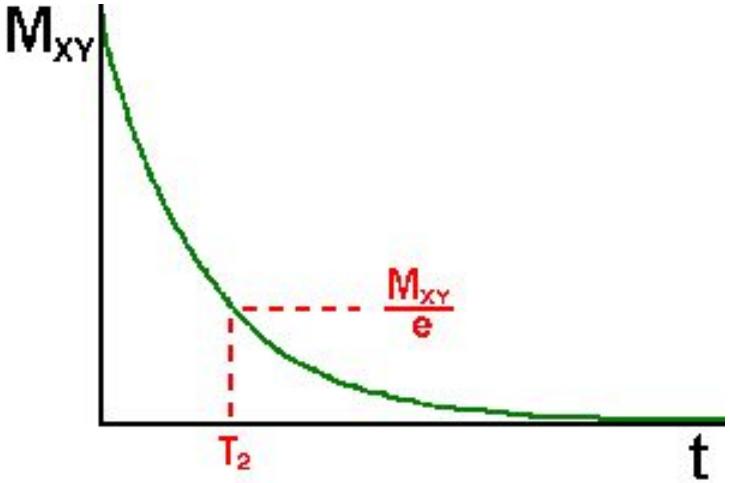
Время спин-решеточной релаксации – T_1





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	$I = 0$	$^{12}_{6}C$ $^{16}_{8}O$
четный	нечетное	нечетное	$I = {}^{1}/_{2}$	$^{13}_{6}C$
нечетный	нечетное	четное	$I = {}^{1}/_{2}$	$^{1}_{1}H$ $^{15}_{7}N$
нечетный	четное	нечетное	$I = 1$	$^{14}_{7}N$ $^{2}_{1}D$

Магнитный момент ядра

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

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

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

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

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

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

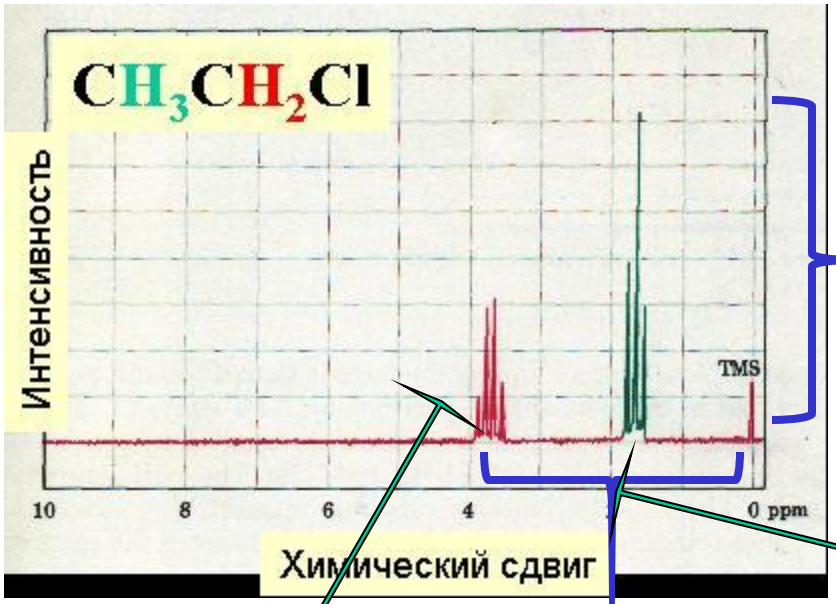
$$E = \mu_N * H$$

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

Количественные различия между ЭПР и ЯМР

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

Свойства спектров ЯМР



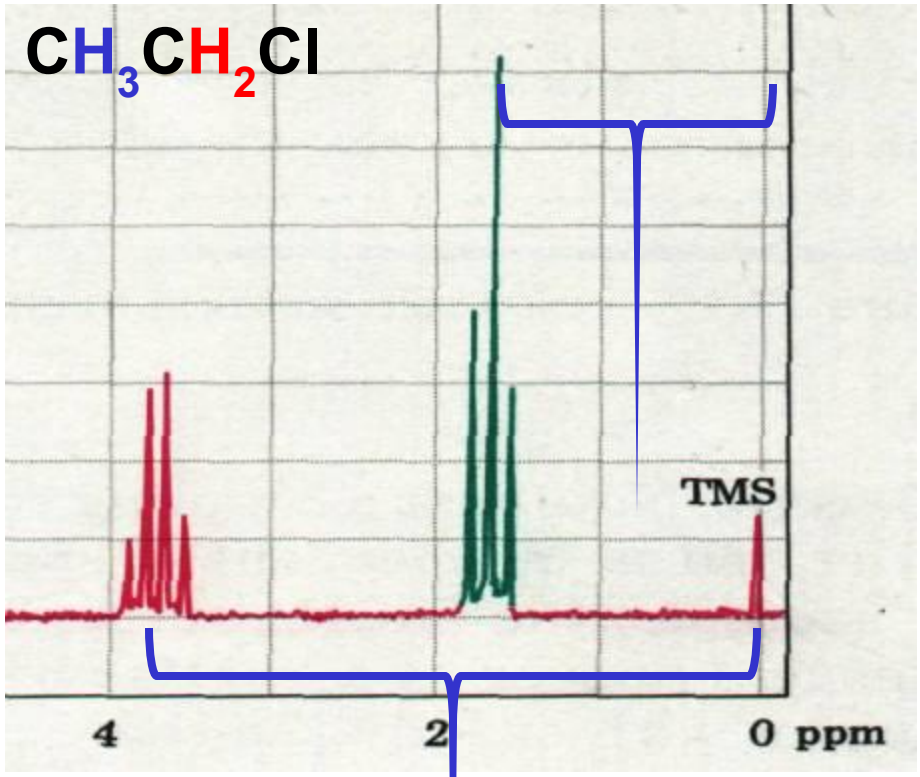
1. Интенсивность сигнала. Пропорциональна концентрации магнитных ядер в образце.

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 дополнительное магнитный момент:

$$H' = \sigma * H_0$$

H' – дополнительный магнитный момент,

H_0 – вектор внешнего магнитного поля,

σ - константа экранирования

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

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

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

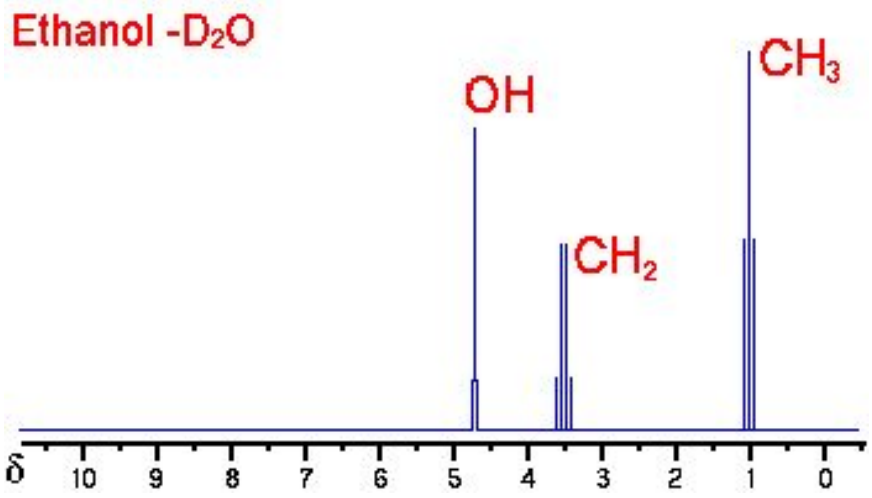
Для того, чтобы проградуировать шкалу спектра, необходим некий стандарт. Таким стандартом часто служит тетраметилсилан или ТМС. ТМС используется потому, что это одна из наиболее сильно экранированных молекул, а все ее протоны эквивалентны. Поэтому эта молекула проявиться в спектре как единственный пик,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

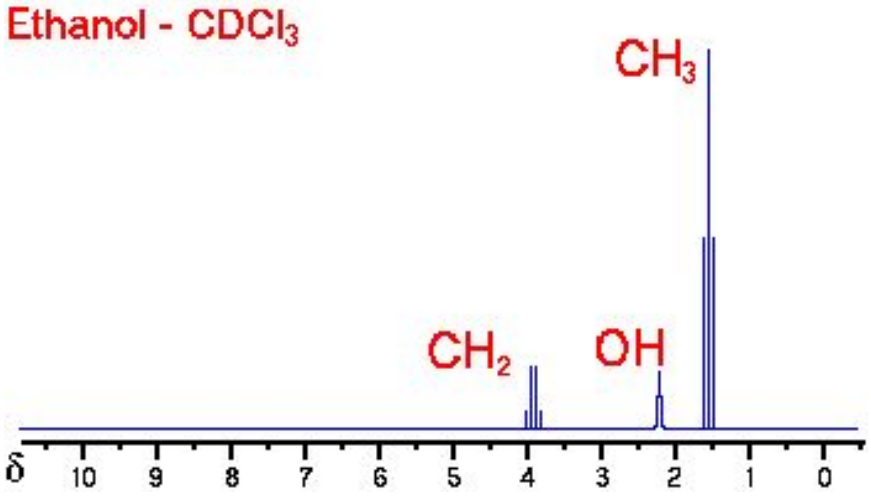
Взаимодействие ядерных спинов со спинами электронов, содержащимися в молекуле между ядрами i и j, приводят к взаимной ориентации этих ядер в поле B_0 (ССВ). При достаточном разрешении ССВ приводит к дополнительной мультиплетности линий, отвечающих определенным значениям химических сдвигов: где Jij - константы ССВ;

Fij - 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 1Н 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 ЯМР13С 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 Jij - расстояниям между соседними пиками мультиплета.

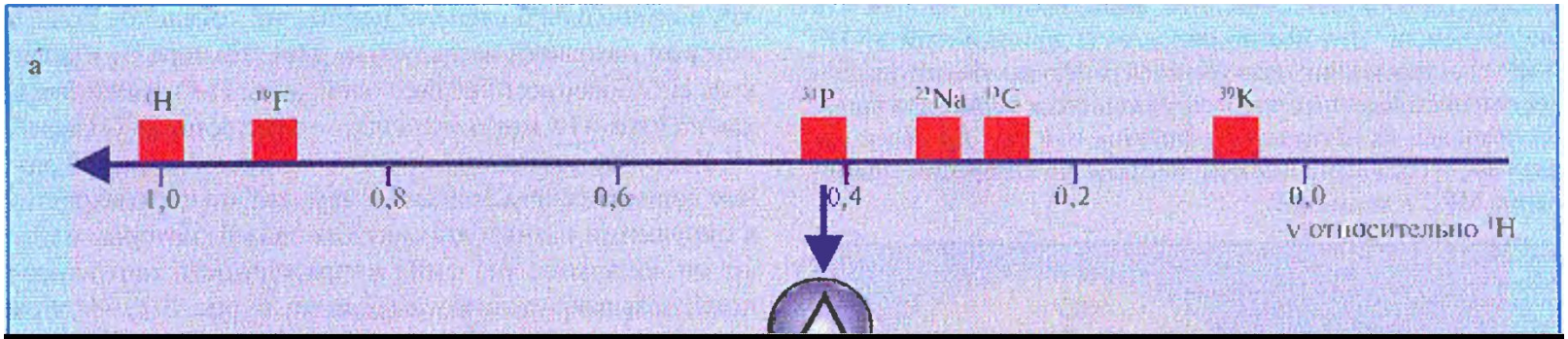
Влияние растворителя на величину химического сдвига



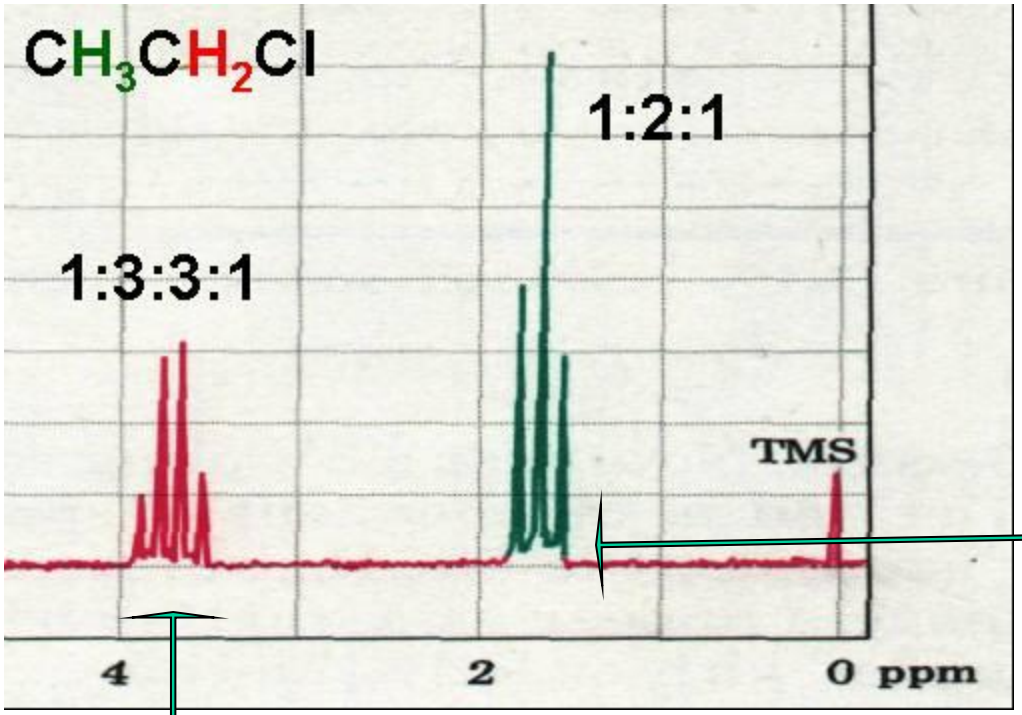


В наибольшей степени на локальное поле исследуемых ядер влияют электроны химических связей. Так на 1H в воде – связи H-O, в жире – связи H-C.

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



Спин-спиновое расщепление линий

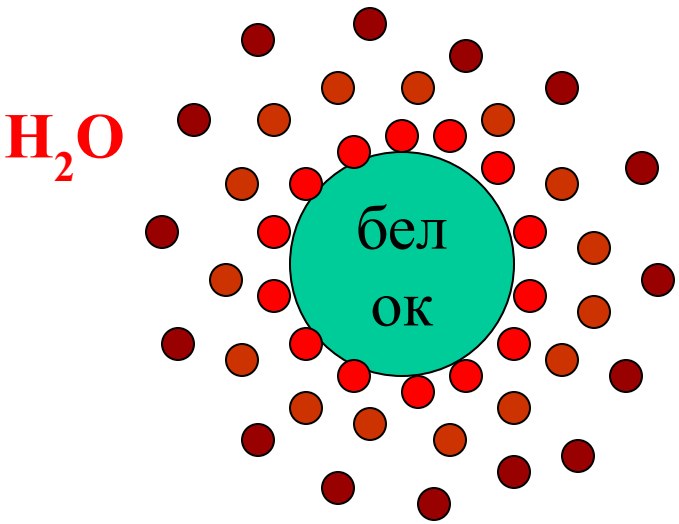


Взаимодействие магнитных ядер друг с другом приводит к расщеплению линий. Расстояние между линиями характеризуется константой спин-спинового взаимодействия J.

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



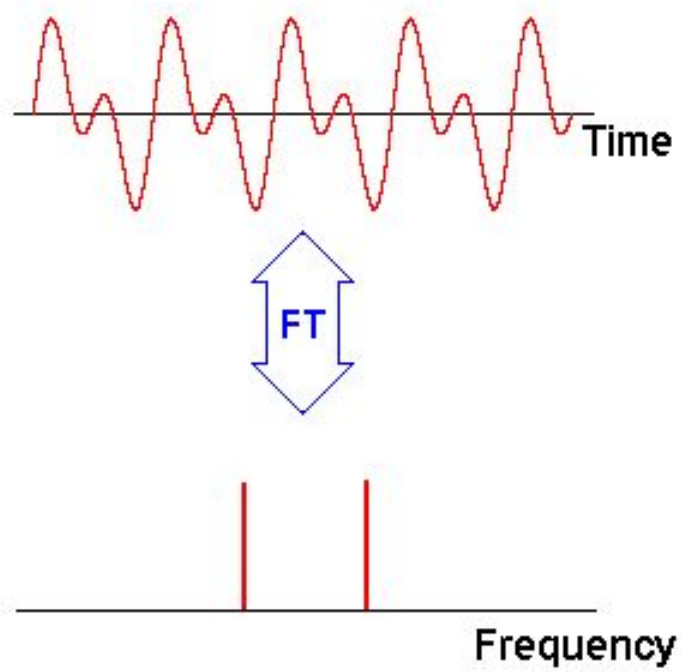
	T1 (мс)		
Серое в-во	450	Мозговое в-во	680
Белое в-во	350	Корковое в-во	570
СМЖ	1500	Мышцы	500
Миокард	380	Жировая тк.	230
Печень	377	Костный мозг	490
Поджел. Жел.	463	Кожа	320
Селезенка	646	Кишечник	300

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

нормальные - Т2 (мс)		патологические - Т2 (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

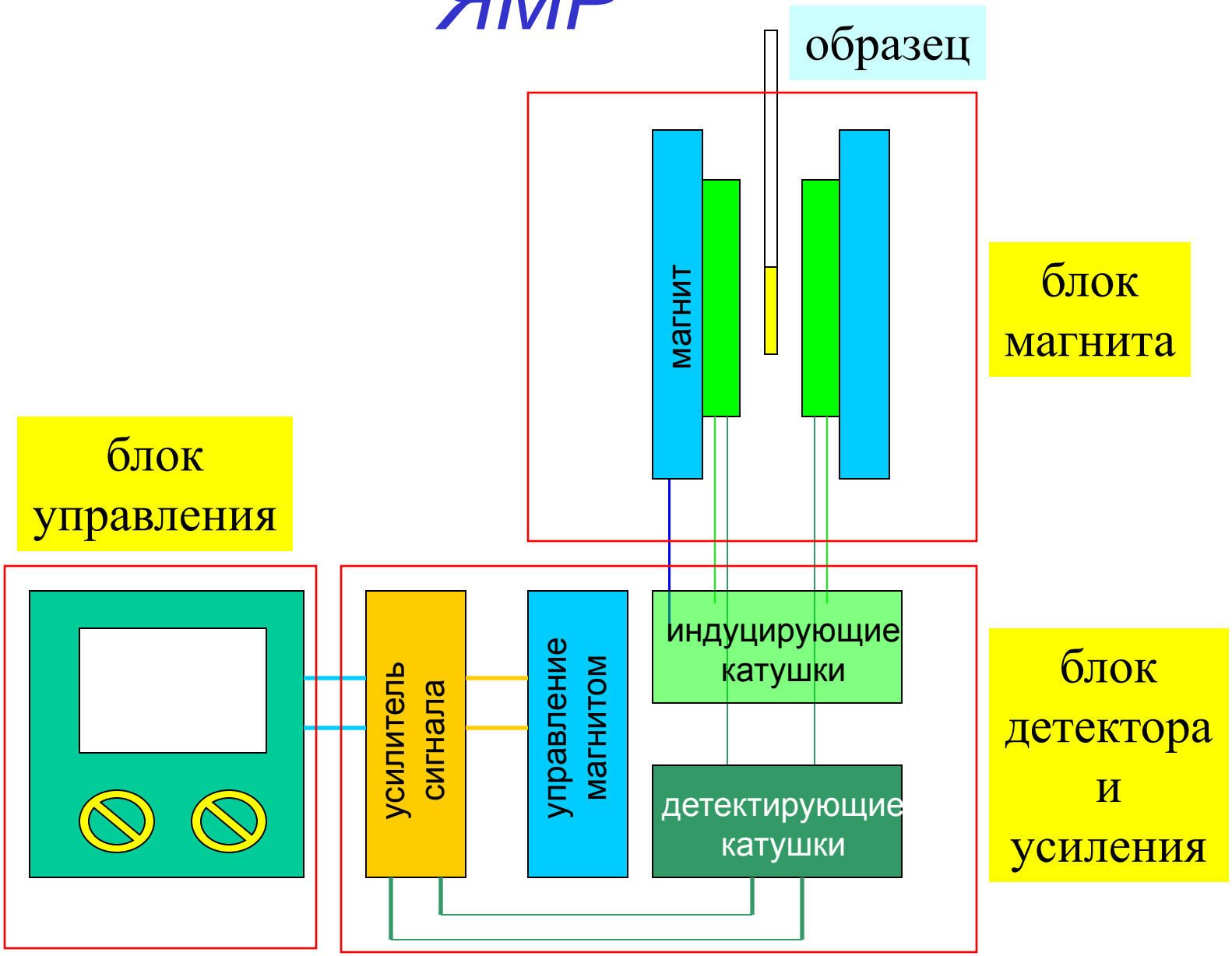
Преобразование Фурье

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

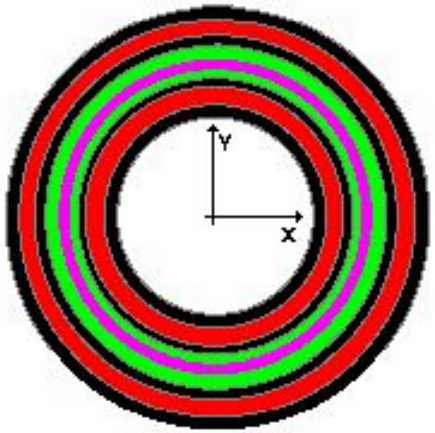


$$f(\omega) = const * \int_0^{\infty} f(t)\cos(\omega t)dt$$

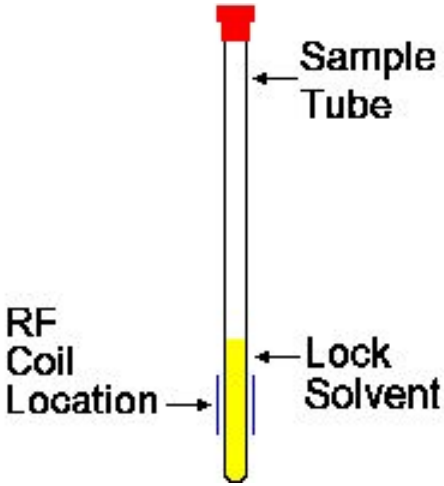
Блок-схема спектрометра ЯМР

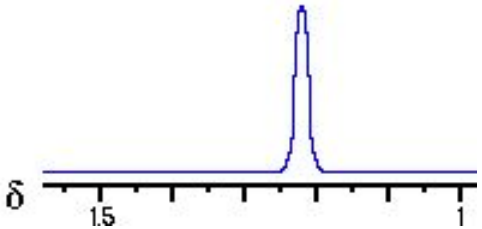


Магнит и образцы для ЯМР

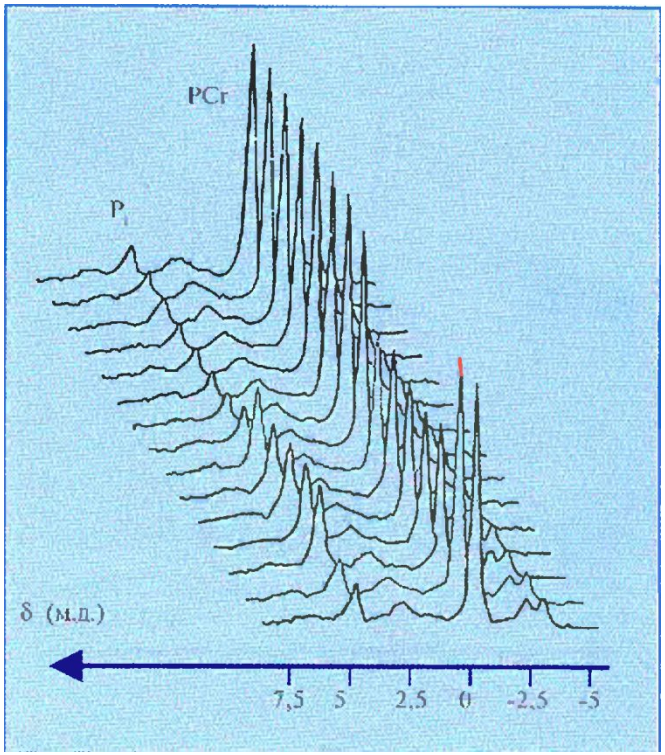


- Vacuum
- Liquid Helium
- Liquid Nitrogen
- Container & Support
- Superconducting Coil





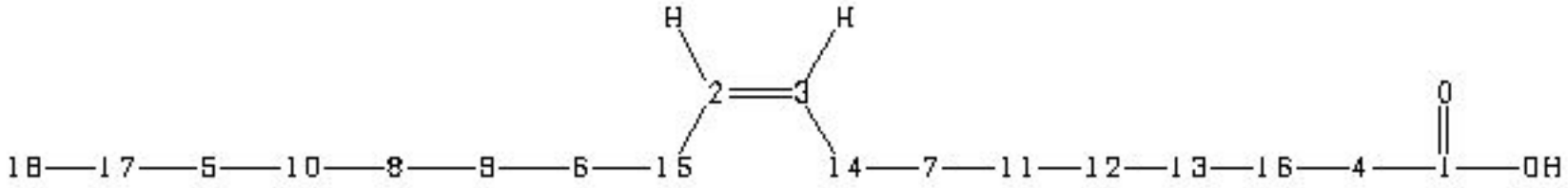
	ПРЕИМУЩЕСТВА	НЕДОСТАТКИ
1H	Сильный сигнал. Присутствует во всех органических молекулах	Интенсивный сигнал от воды, наложение пиков.
13C	Хорошо разрешенные пики. Присутствует во всех органических молекулах.	Слабый сигнал, необходимо производить 1H-13C спин-спиновую развязку.
31P	Сильный сигнал. Играет осн. роль в энергетическом метаболизме.	Низкие концентрации, трудно выделить пики отдельных веществ в in vivo
19F	Сильный сигнал. В норме не встречается в организме.	Необходимость создания высоких концентраций лекарственных препаратов в тканях
23Na	Сильный сигнал, важная роль в ионном балансе	Отсутствие хим. сдвигов

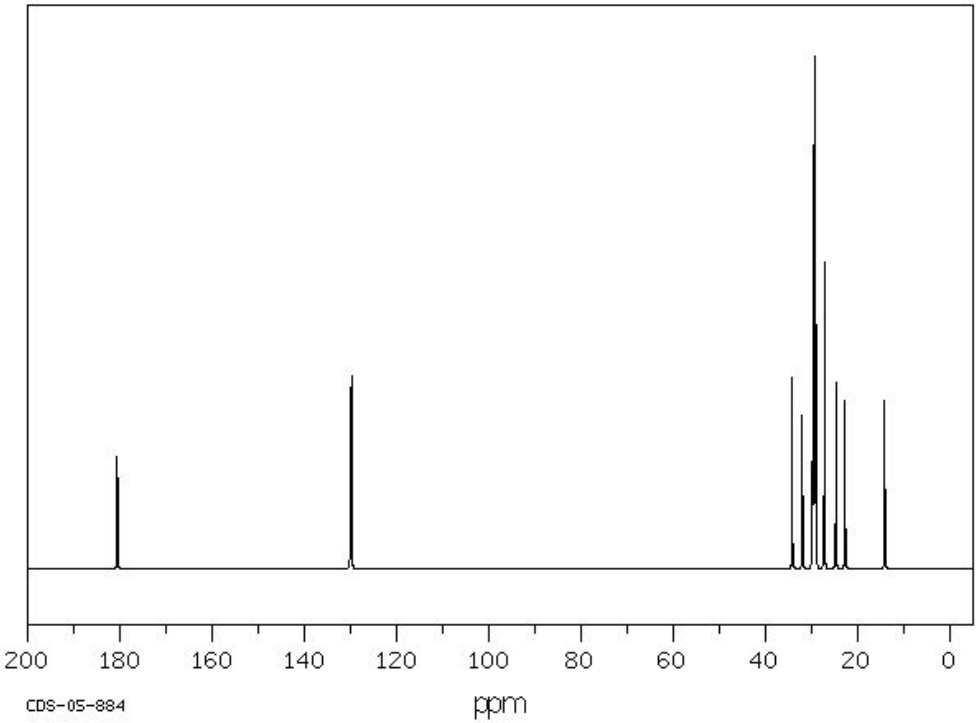


Р31 спектроскпия (Р31-МРС) икроножной мышцы в состоянии покоя и под нагрузкой демонстрирует как расходуется креатининфосфат для поддержания уровня АТФ

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

Спектр ЯМР ^{13}C олеиновой кислоты

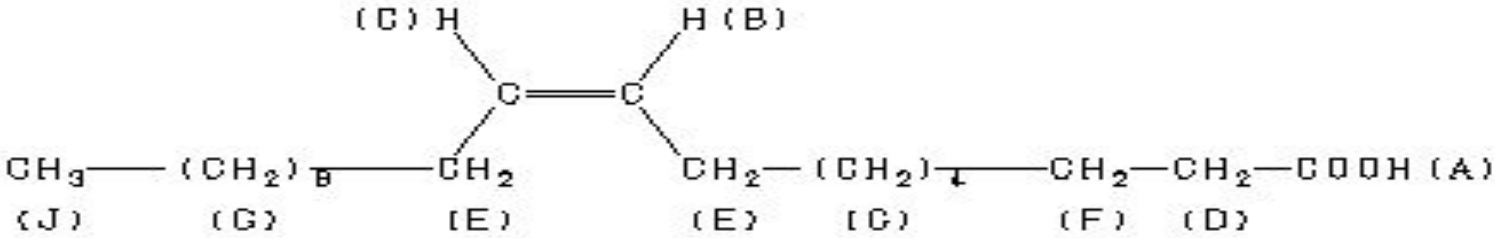


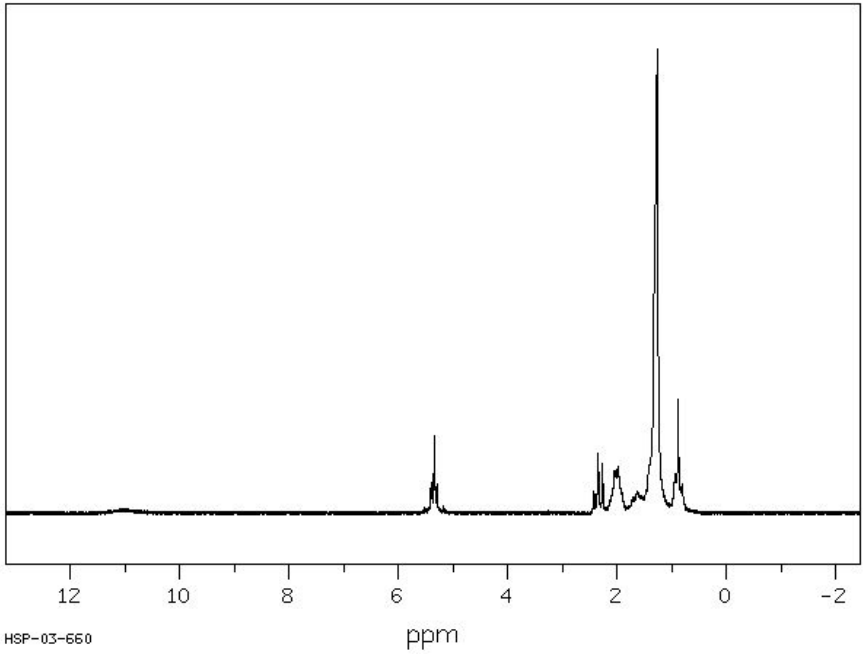


δ, ppm	Intensity	Atom
180.58	221	1
130.03	353	2
129.74	377	3
34.18	377	4
31.99	304	5
29.73	765	6
		7
29.65	696	8
29.40	853	9
		10
29.14	1000	11
		12
		13
27.24	608	14
		15
24.73	368	16
22.74	333	17
14.12	333	18

ν=15.09 МГц

Спектр ЯМР ^{1}H олеиновой кислоты

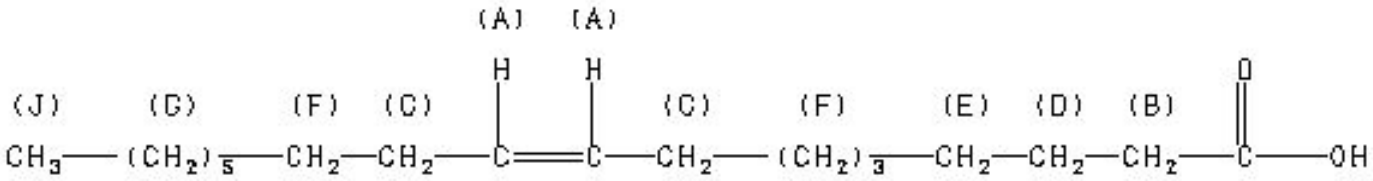


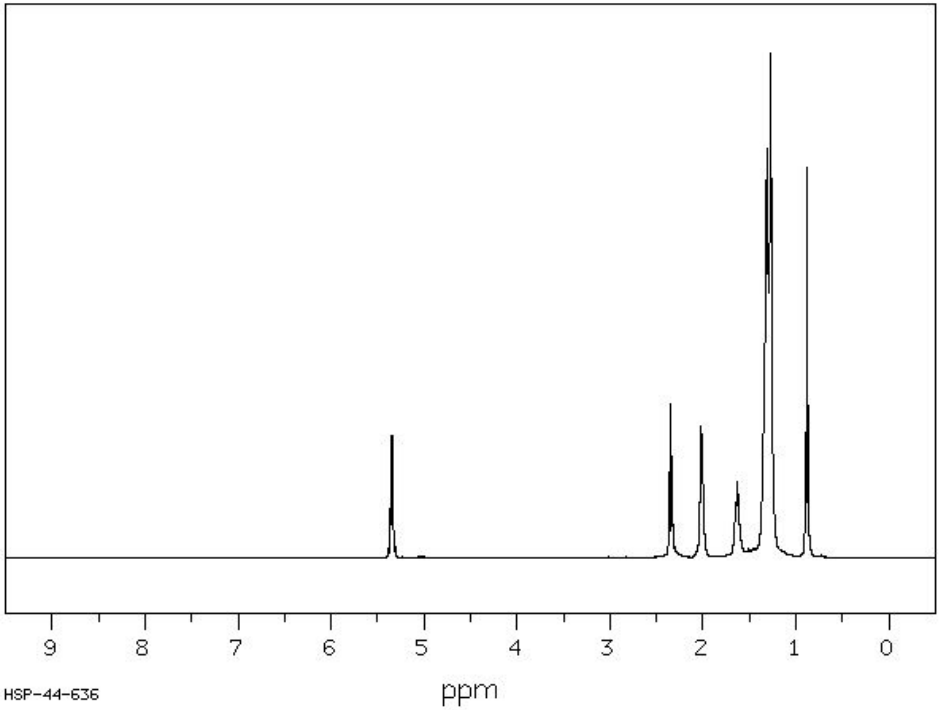


Atom	δ, ppm
A	11.00
B	5.35
C	5.33
D	2.33
E	2.00
F	1.63
G	1.45 to 1.23
J	0.88

ν=89.56 МГц

Спектр ЯМР ^{1}H 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

ν=399.65 MHz

Применение в медико-биологических исследованиях

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

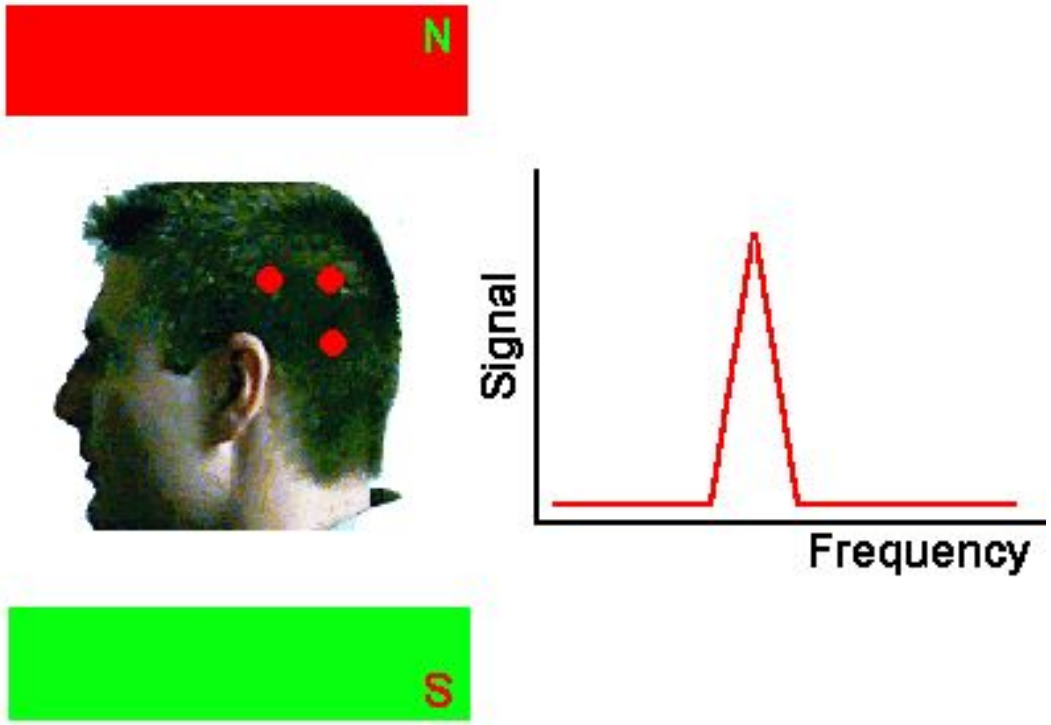
http://www.cis.rit.edu/htbooks/nmr

Магнитная
Резонансная
Томография

История открытия МРТ

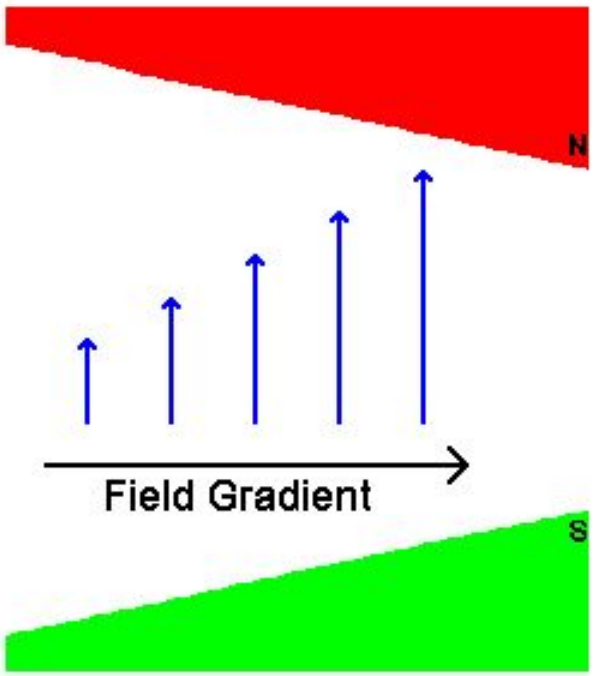
1946	Явление ЯМР: Блох и Пурсел.
1952	Нобелевская премия: Блох и Пурсел
1950	
1960	Развитие ЯМР как аналитического метода
1970е	Раймонд Дамадиан – различие ЯМР параметров у тканей
1972	1-мерная Томография
1973	Основы МРТ - Лаутербур
1975	МРТ с применением Фурье - Эрнст
1980	3х-мерная МРТ - Эдельштейн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

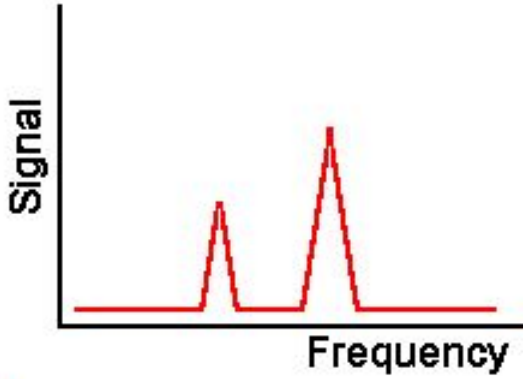
Измерение пространственного распределения сигнала ЯМР



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_o 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.

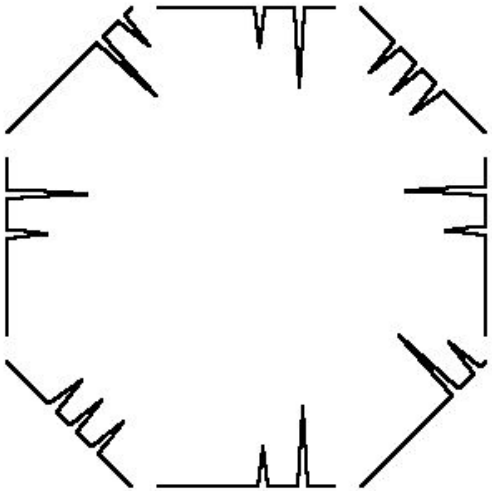
Частотное кодирование

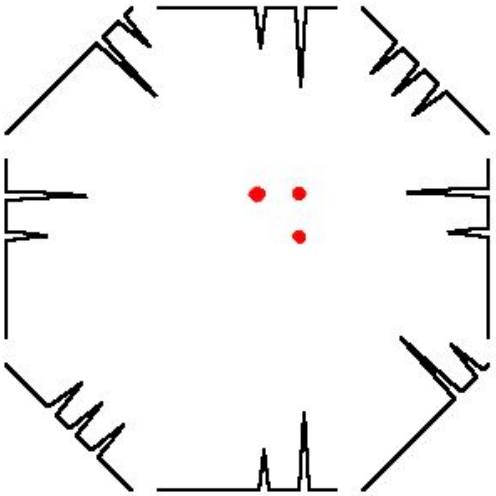
Точка в центре магнита, где (x,y,z) =0 называется изоцентром магнита, где магнитное поле имеет напряженность B_o и резонансная частота равна ν_o. Амплитуда сигнала пропорциональна числу спинов в плоскости, перпендикулярной градиенту. Этот процесс называется частотным кодированием и делает резонансную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

$\nu = \gamma (B_o + x G_x) = \nu_o + x G_x \qquad x = (\nu - \nu_o) / (\gamma G_x)$

Этот принцип -основа всей магнитно-резонансной томографии.

Круговые проекции градиента магнитного поля

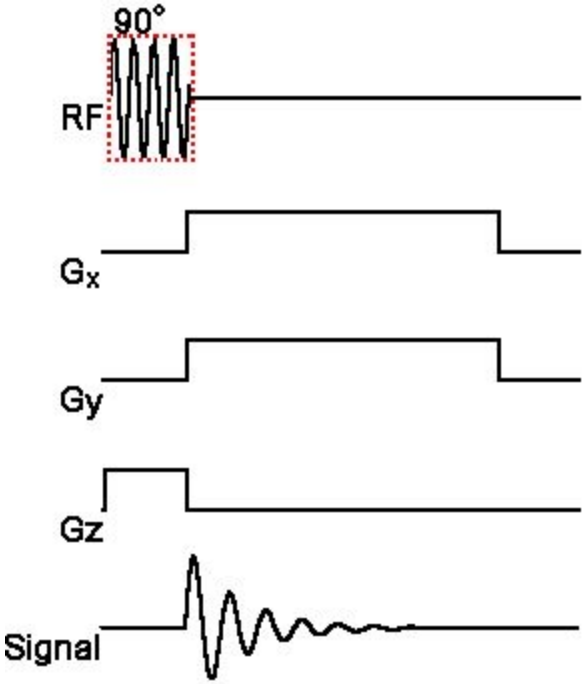




Круговая проекция магнитного поля дает 2х-мерное изображение изучаемых объектов

Метод обратного проецирования

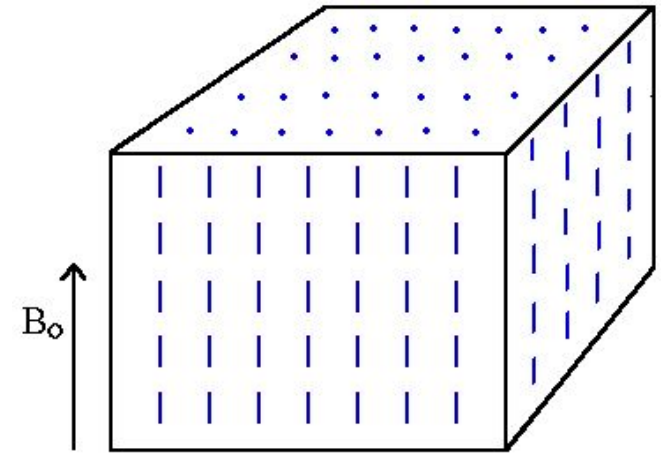
Метод обратного проецирования - форма магнитно-резонансной томографии – дополненная процедура частотного кодирования. Объект помещается в магнитное поле. С нескольких углов применяется одномерный градиент поля, для каждого градиента регистрируется ЯМР-спектр. Процесс повторяется 360 раз между 0° и 359°.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



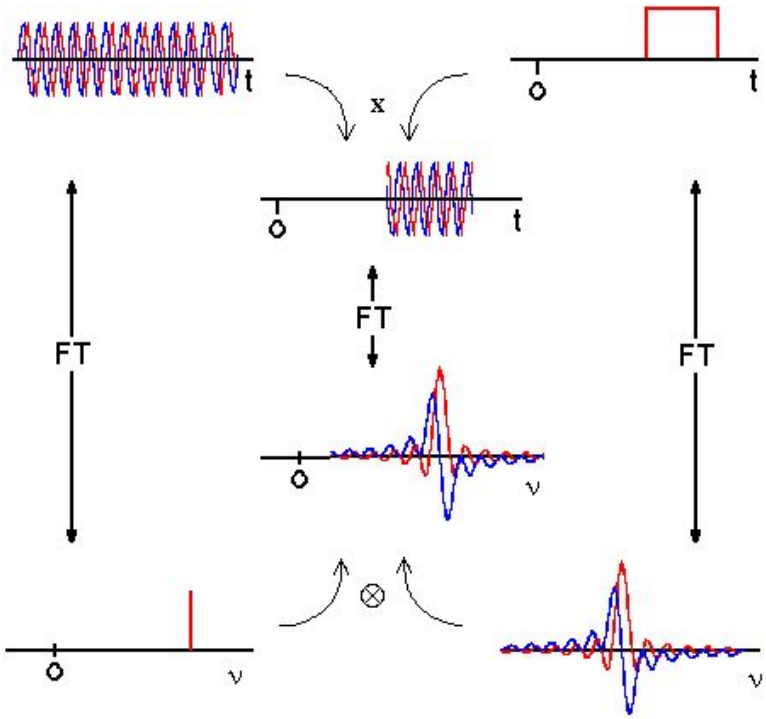
Для стандартной 90-FID отображающей последовательности изменение угла градиента достигается применением линейной комбинации двух градиентов. Для применения метода обратного проецирования необходима возможность получать изображения спинов в тонких срезах. Это выполняется при помощи градиента G_z на последнем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



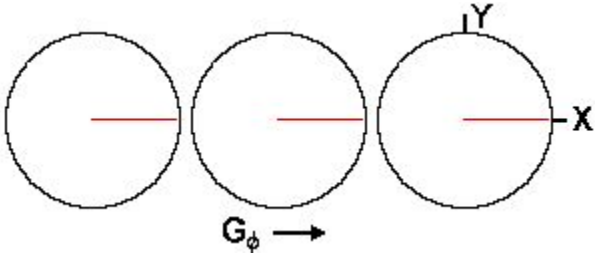
90°-импульс содержит диапазон частот. Амплитуда sinc функции имеет максимум при частоте РЧ импульса. Применение 90°-импульса с градиентом магнитного поля по направлению x повернет некоторые (так как B_1 некоторых частот меньше, чем это необходимо для поворота на 90°) спины из плоскости, перпендикулярной 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: $\nu=\gamma (B_o + x G_x) =\nu_o + \gamma x G_x$



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

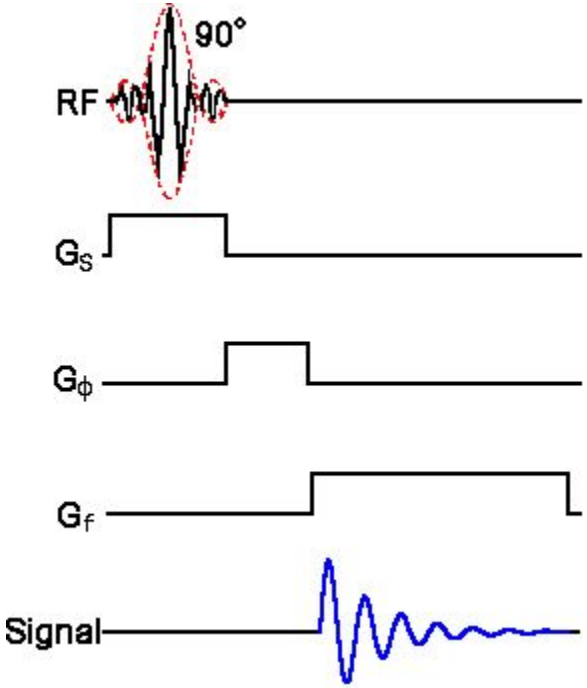
содержит 90° импульс выбора среза,

импульс градиента выбора среза,

фазо-кодирующий градиентный импульс,

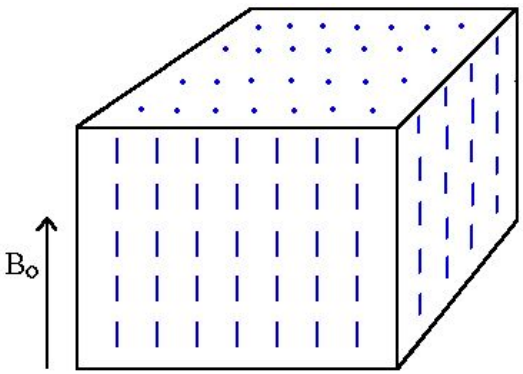
частотно-кодирующий градиентный импульс,

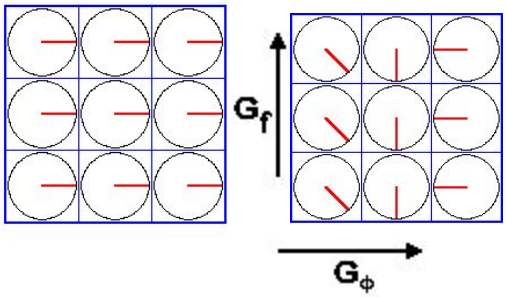
и сигнал.



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.*



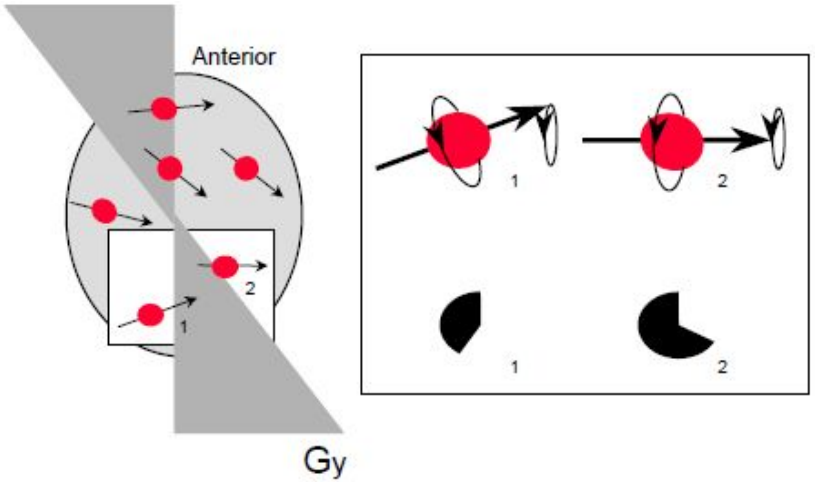


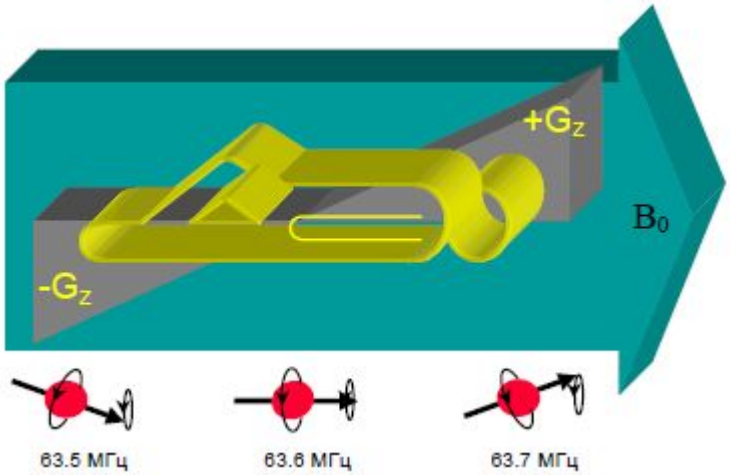
Применим срез-селектирующий градиент вдоль оси Z. РЧ-импульс поворачивает только те спиновые пакеты, которые удовлетворяют резонансному уравнению.

Для однородного магнитного поля все девять прецессионных соотношений будут равны. Применим фазо-кодирующий градиент вдоль оси X → спины с разными 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.*

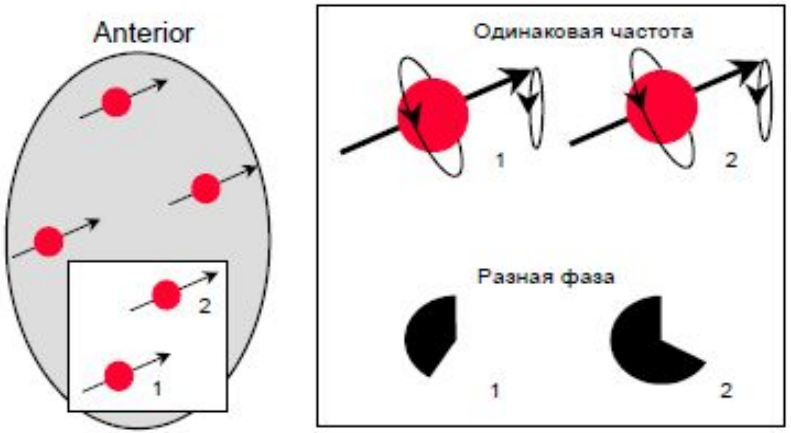
Градиентные катушки.

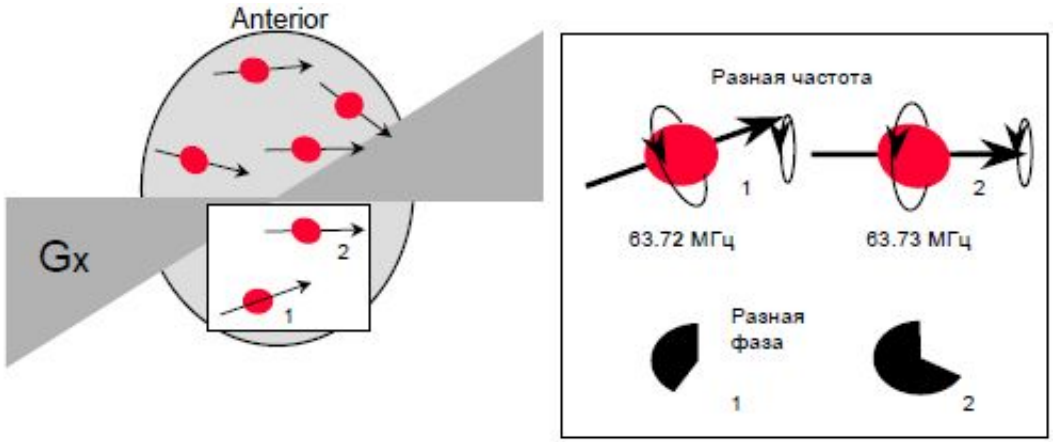
- Срез-кодирование
- Кодирование фазы





- Кодирование частоты



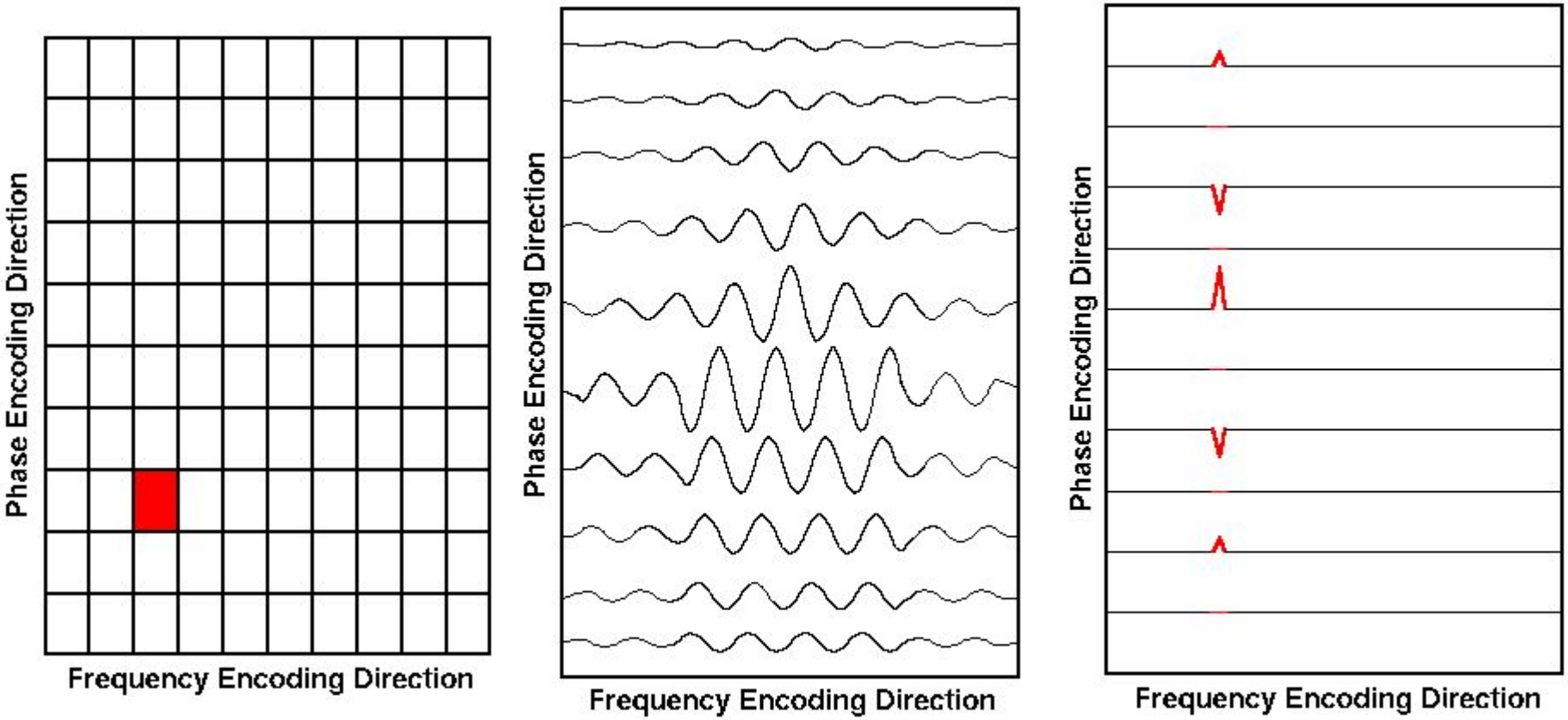


Преобразование сигнала

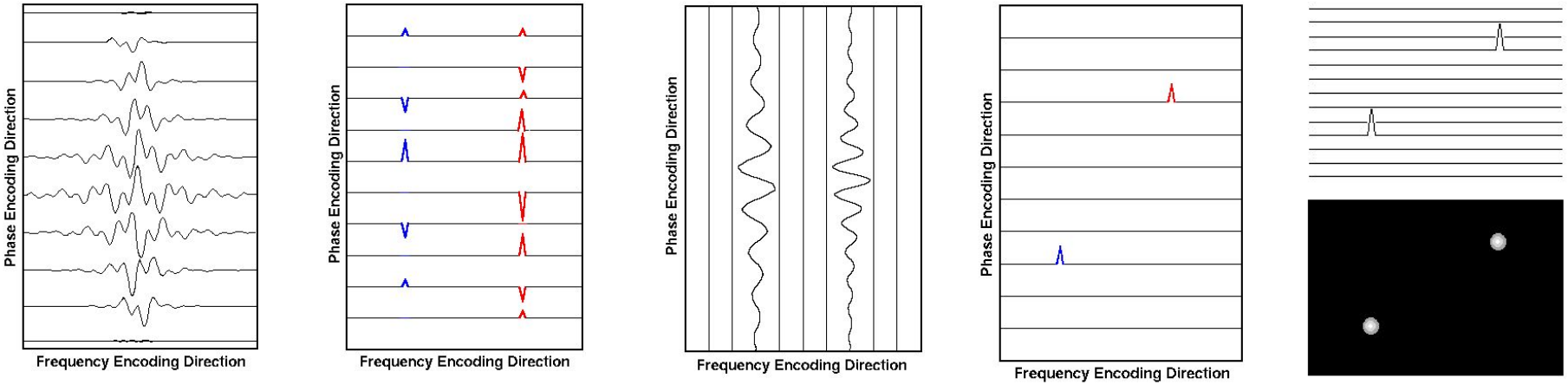
Например, одиночный вектор раполагался по (X,Y) = 2,2, его FID будет содержать синусоиду частоты 2 и фазы 2. Преобразование Фурье этого сигнала уберет один пик с частотой 2 и фазой 2. Для каждого местоположения направления фазо-кодирующего градиента должен быть один шаг градиента фазового кодирования. 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 картинки 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 частотный 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 вокселов 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 воксела 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 вокселов со спинами. Подвергнутые преобразованию Фурье данные представляются как изображение переведением интенсивностей пиков в интенсивности пикселов представляющих томографическое изображение.

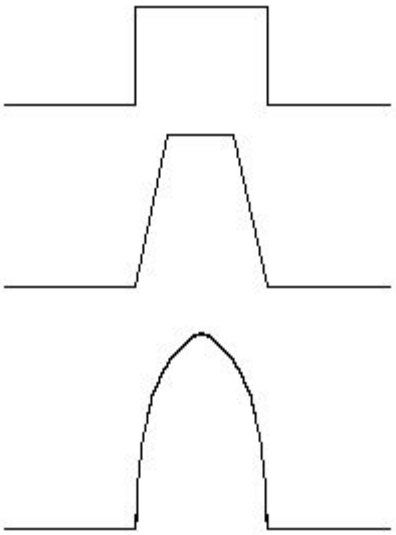
$$FOV = f_s / \gamma G_f$$

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 $G_{\varphi max}$ и минимумом - $G_{\varphi\ min}$ по 128 или 256 равным шагам (через равные промежутки). Отношение между FOV (полем обзора) и Gfm имеет следующий вид:

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



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

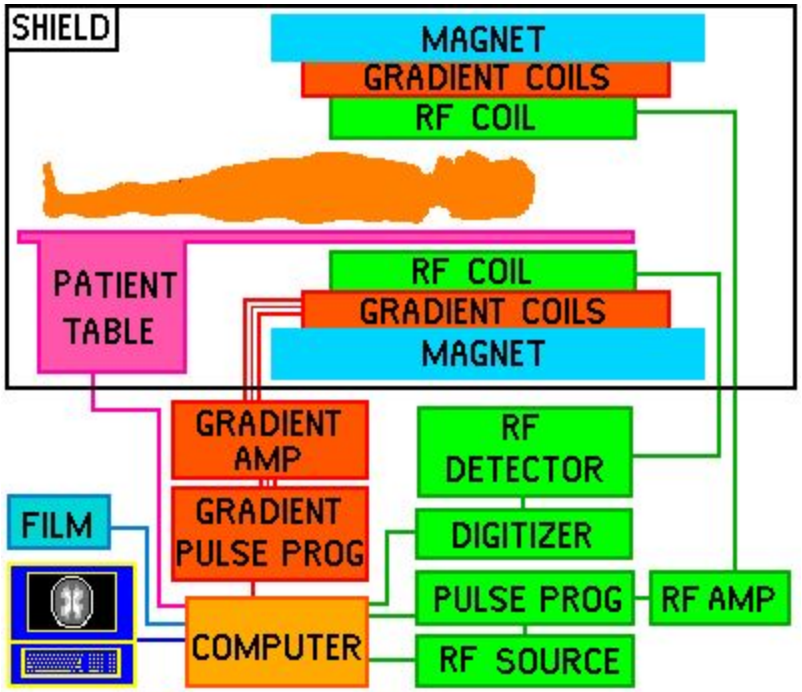
Разрешение изображения

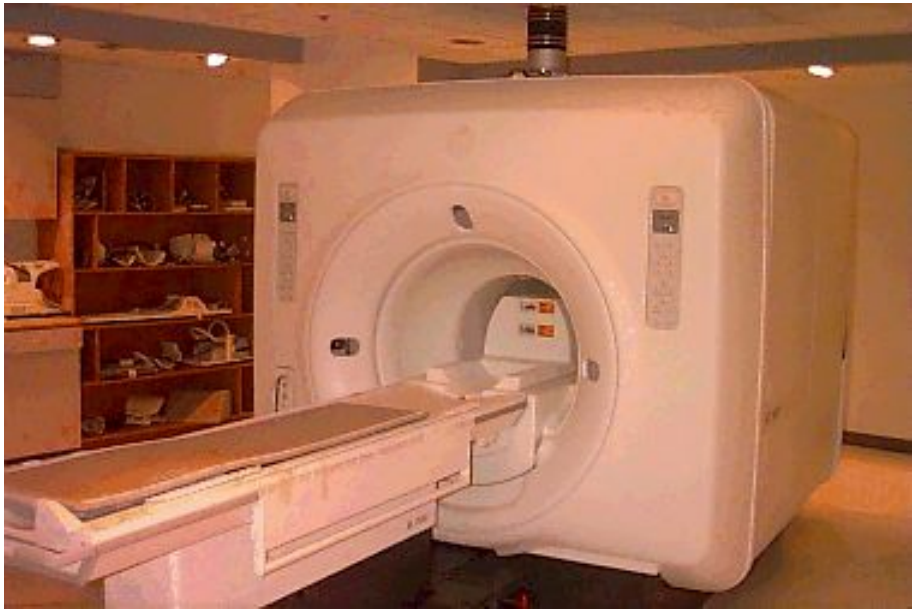
Два элемента изображения называются разрешенными, если они различимы. Разрешение является критерием качества изображения. *Разрешение обратно пропорционально расстоянию между двумя различимыми элементами изображения.*

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

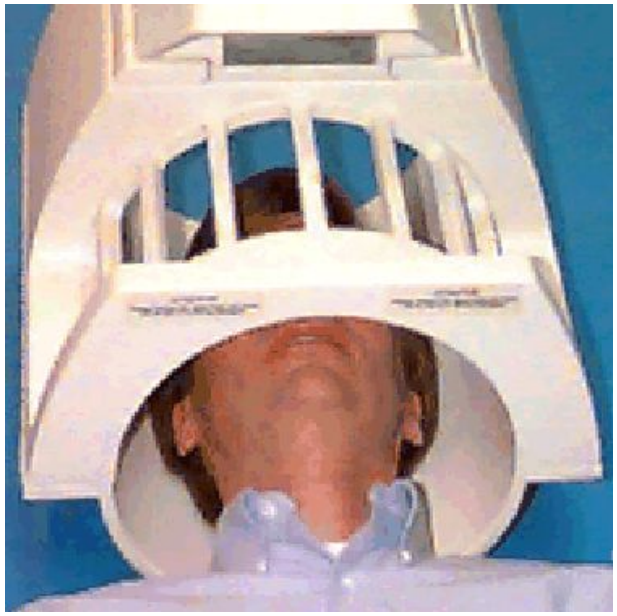




Общая схема томографа

Внешний вид томографа

Катушки для МРТ исследования головы и кисти



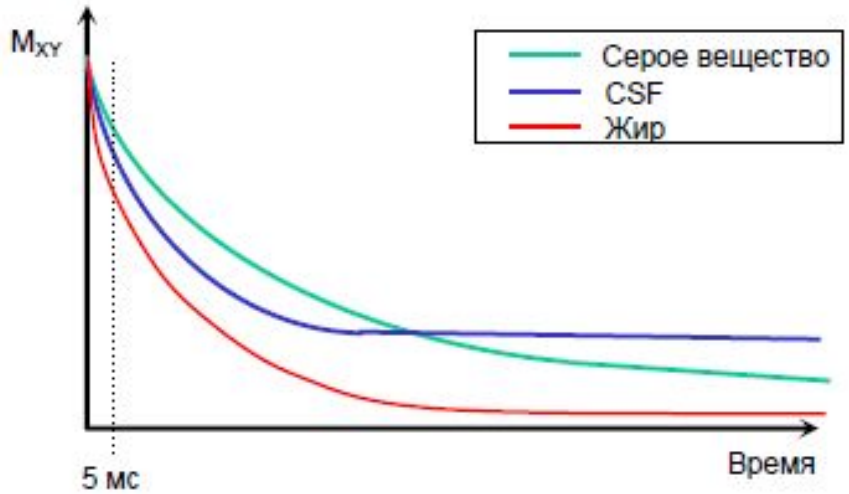
Типы МРТ изображений

ρ (ро) - взешенное по протонной плотности

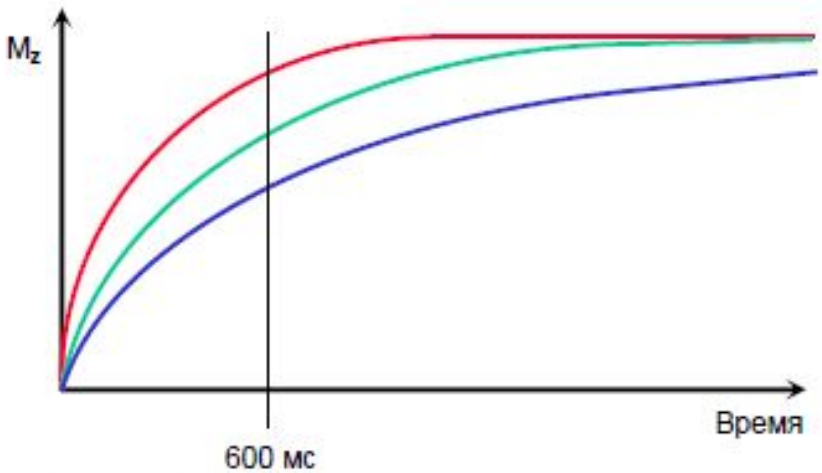
T_1 – взвешенное по времени T_1

T_2 – взвешенное по времени T_2

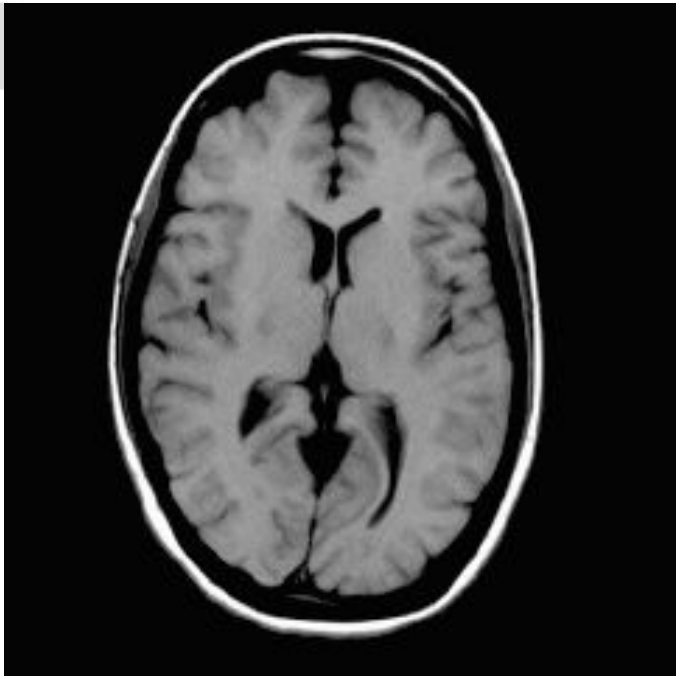
T1 контраст.



A



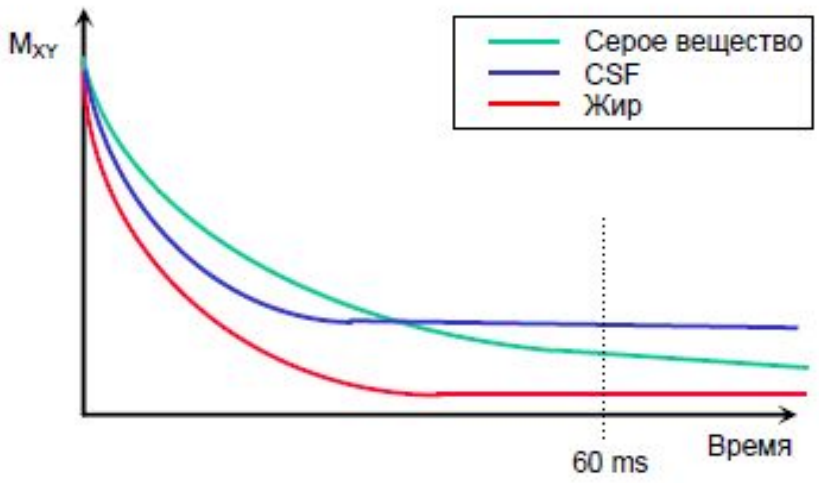
B



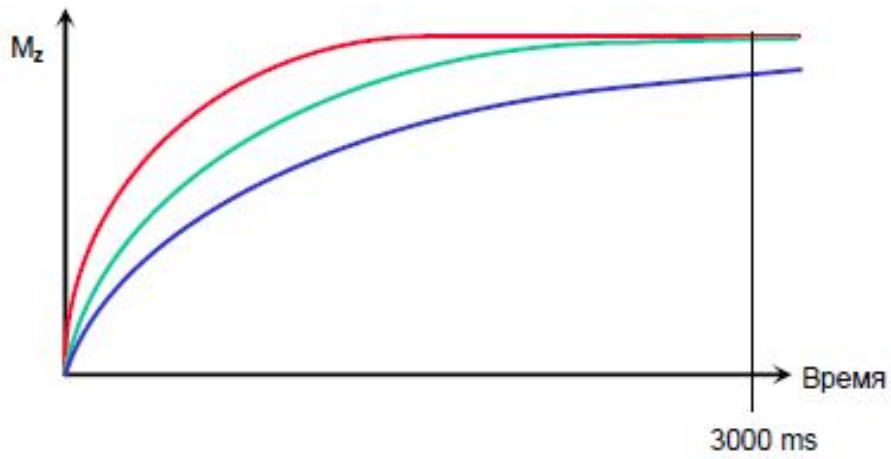
TR=600 мс

TE=10 мс

T2 контраст.



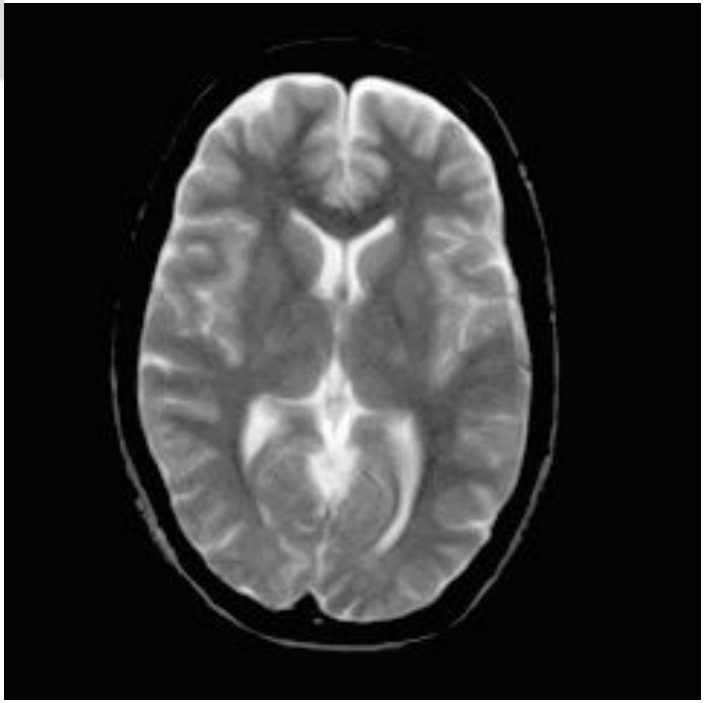
A



B

TR=3000 мс

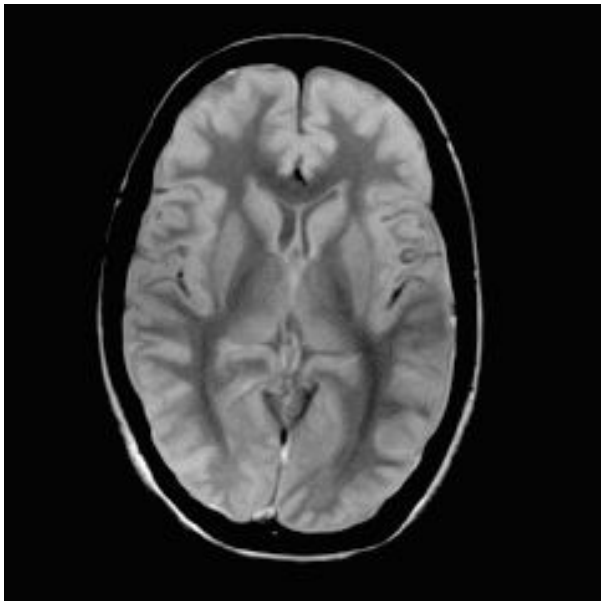
TE=120 мс



Контраст протонной плотности

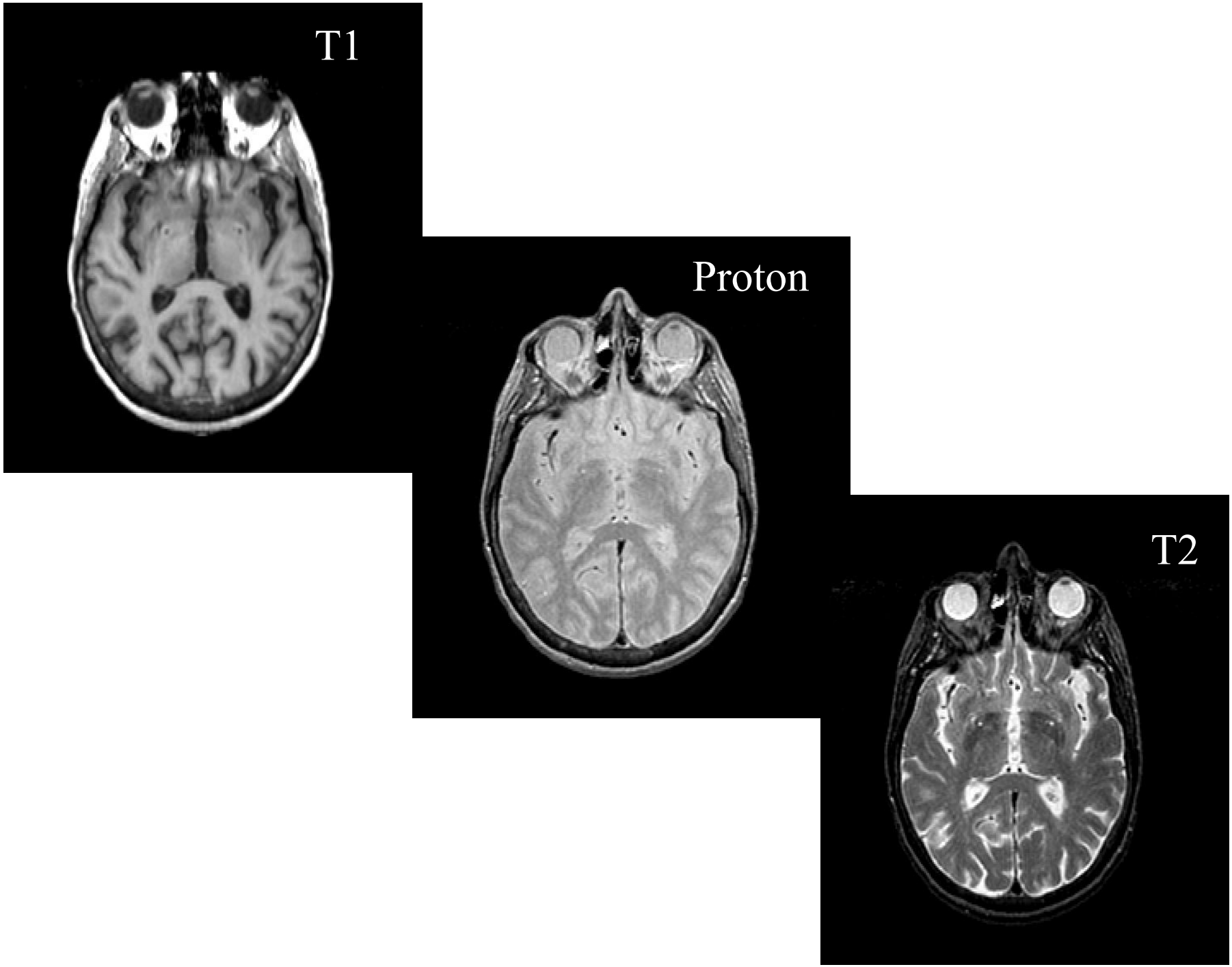
TR=2000 мс

TE=10 мс

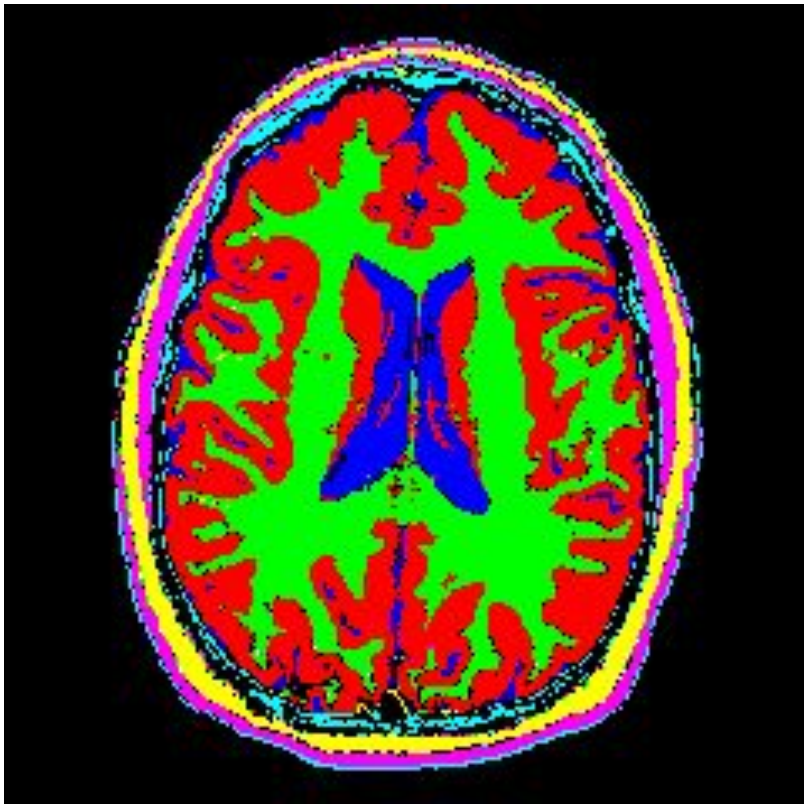


PD и T2 изображения лучше подходят для выявления патологий.

T1 изображения лучше подходят для изучения анатомии объекта.

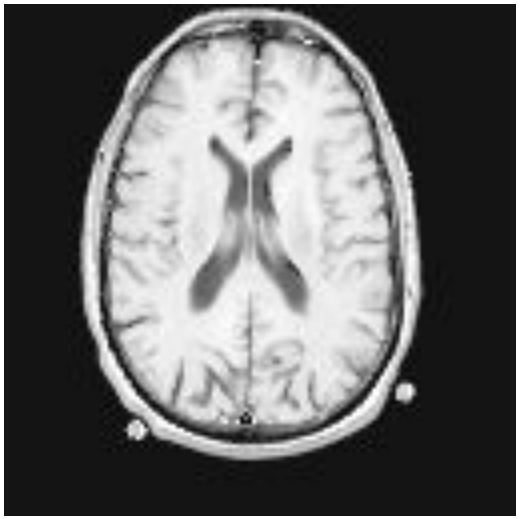

T1
Proton
T2

МРТ изображение тканей головного мозга

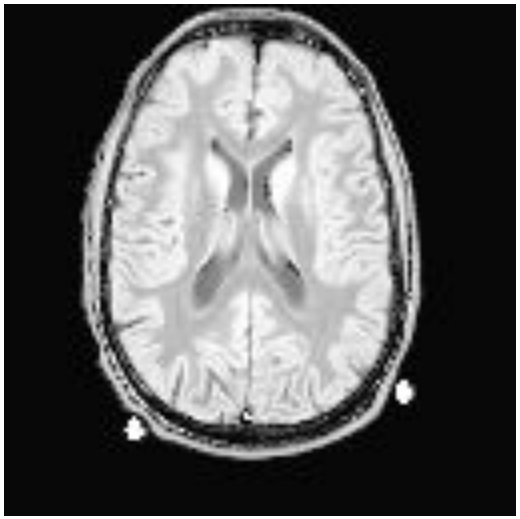


- Серое вещество
- Белое вещество
- СМЖ
- Адипозная ткань
- Мышцы
- Менингеальная об.

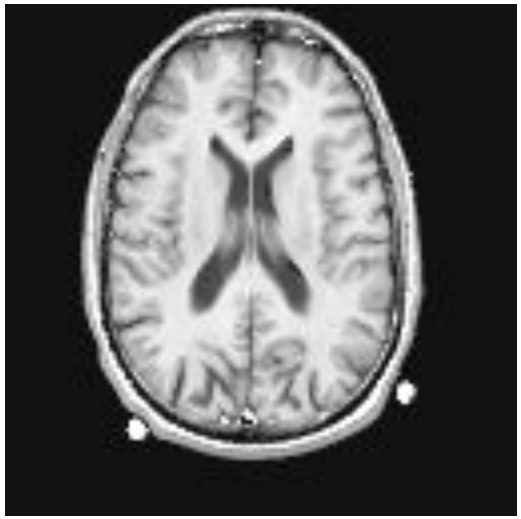
Изображения, полученные методом восстановления инвертированного сигнала



TR = 1000 ms
TI = 50 ms



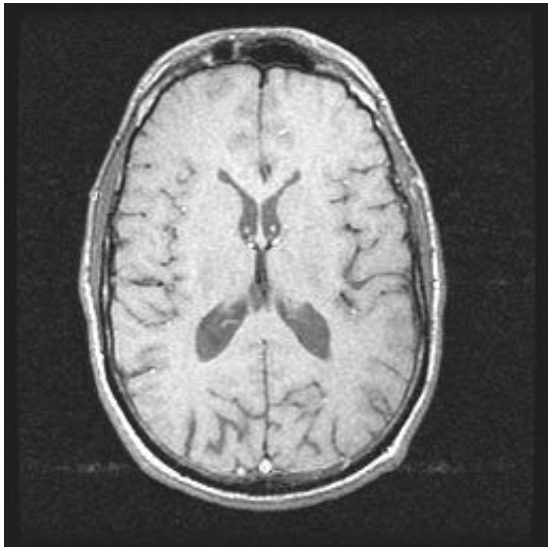
TR = 1000 ms
TI = 250 ms



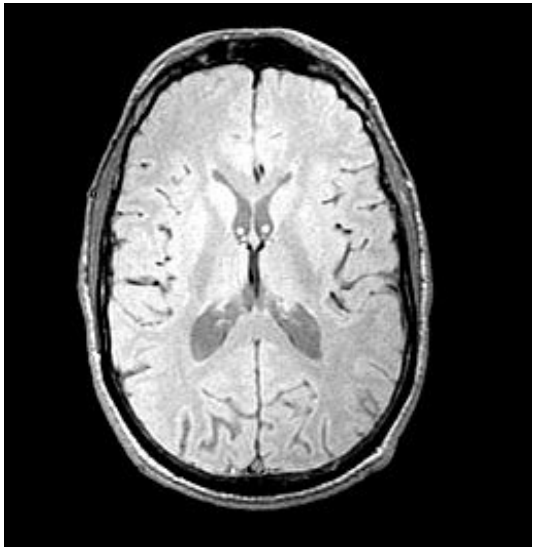
TR = 1000 ms
TI = 750 ms

Изображения, полученные методом спинового эха

TR = 250 ms
TE = 20 ms

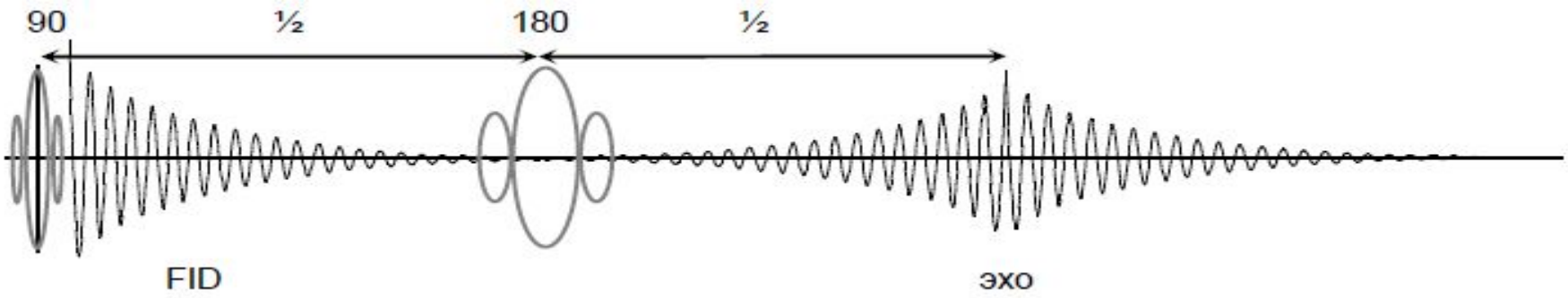


TR = 750 ms
TE = 20 ms

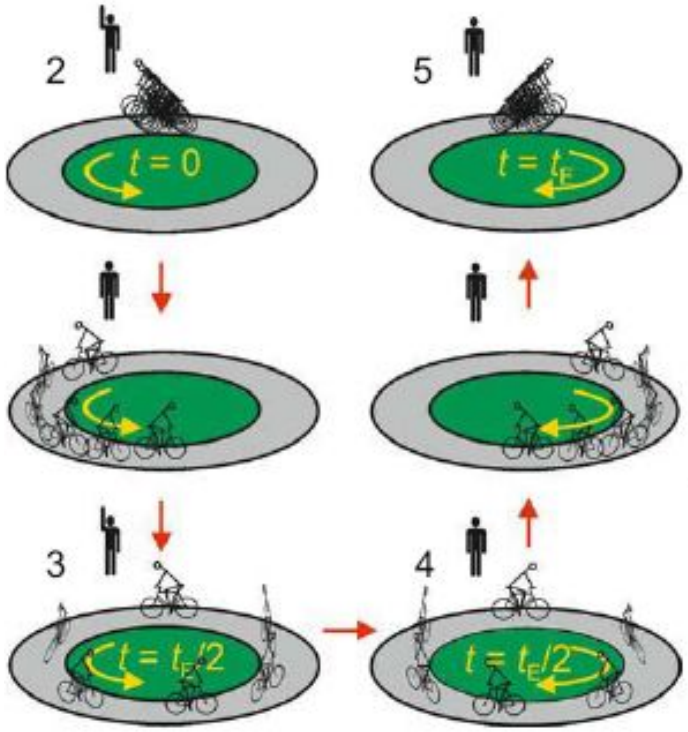


TR = 2000 ms
TE = 20 ms

Последовательность спин-эхо



FID – free induction decay – спад магнитной индукции



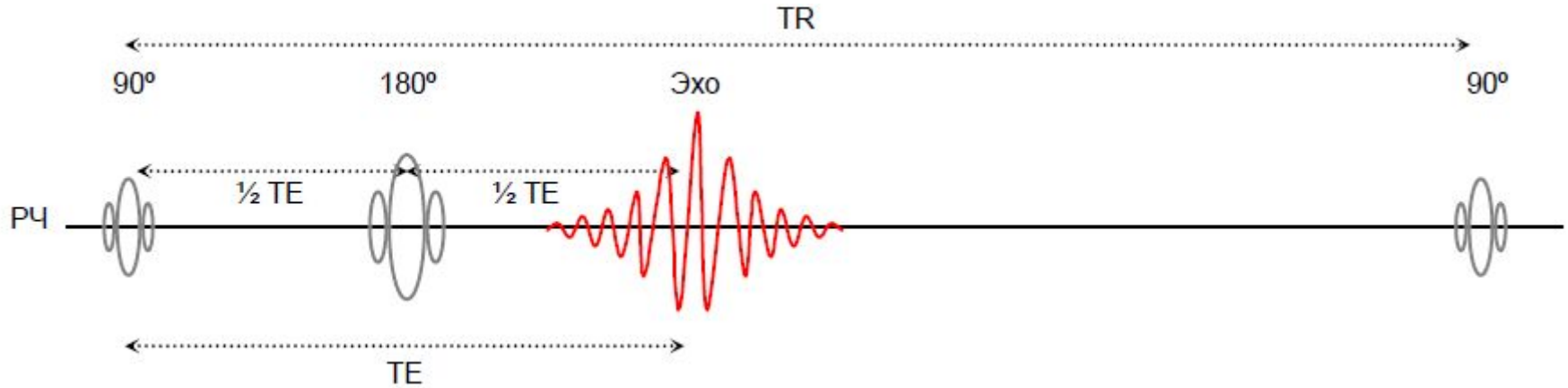
Преимущества:

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

Недостатки:

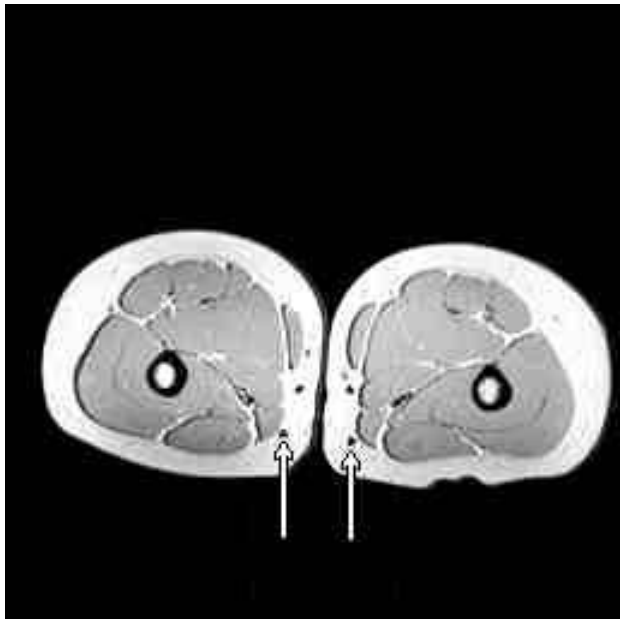
- Требуется время для выполнения перефазирующего шага, что увеличивает общее время сканирования.
- Увеличивается количество РЧ, воздействующих на организм.

Параметры последовательности



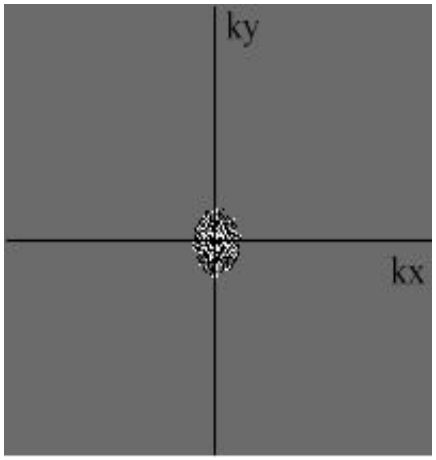
- TR (Время повторения)– время между двумя 90º импульсами возбуждения. Обычно TR от 100 до 3000 мс.
- TE (Время эхо) – время между 90º импульсом возбуждения и эхо. TE от 5 до 250 мс.
- FA (Угол переворота) – количество градусов, на которое суммарная намагниченность была перевернута в плоскость X-Y.

Изображения позвоночника и нижних конечностей

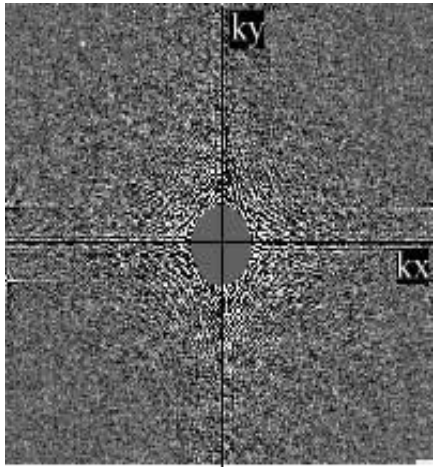


k-space Contribution to Image Properties

Center - contrast



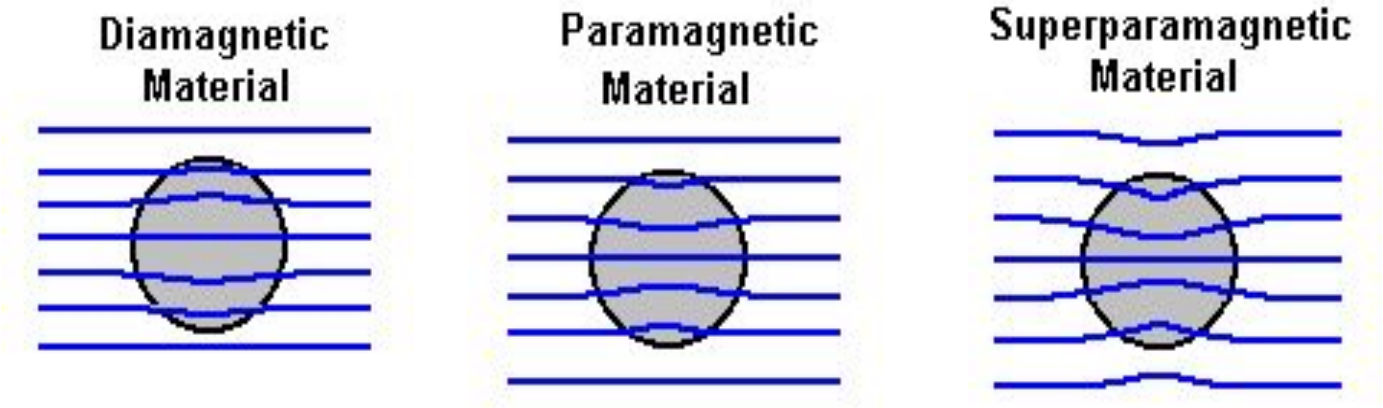
Periphery - resolution



http://www.radinfonet.com/cme/mistretta/traveler1.htm#part1

Введение контрастных веществ

МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА ВЕЩЕСТВА



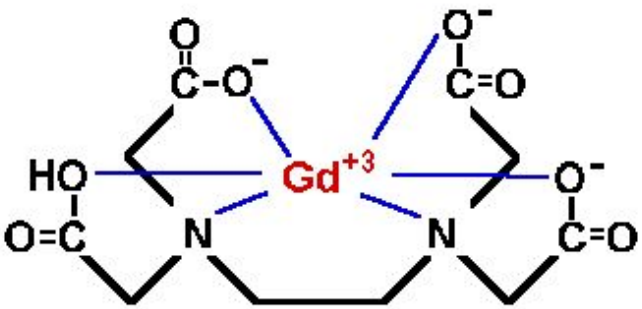
Вода, ткань

Вещества незначительно понижающие T_1 and T_2, Gd

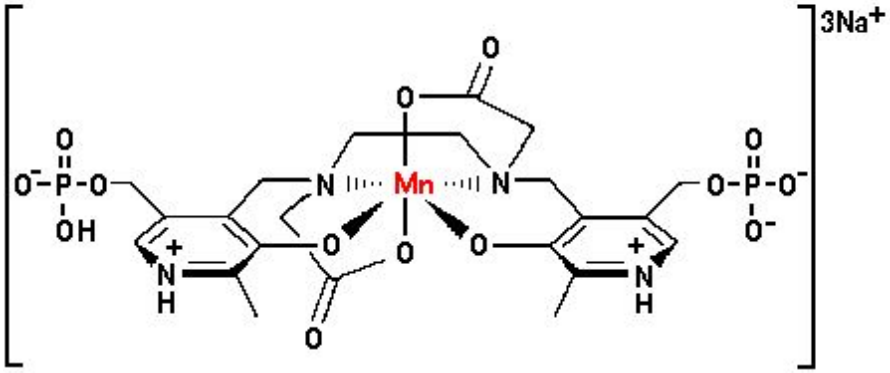
Сильное притяжение: Fe susceptibility agents (T_2*).

Формулы контрастирующих веществ

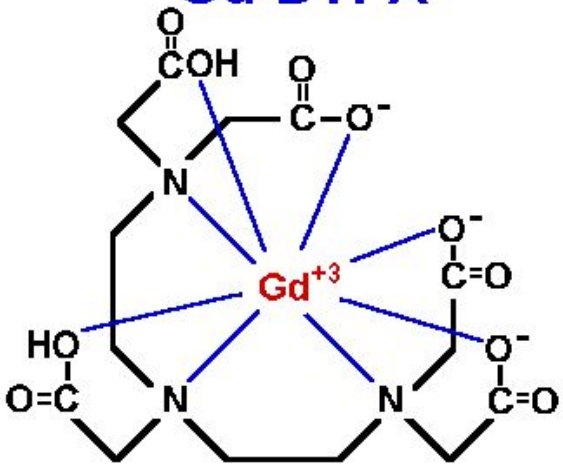
Gd-EDTA



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