

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЯДЕРНО-МАГНИТНОГО РЕЗОНАНСА В МЕДИЦИНЕ

ФИЗИКА

Выполнил: Дебуля Богдан Андреевич, учащийся 11 класса
МБОУ-лицея № 28 г. Орла имени дважды Героя Советского Союза
Г.М. Паршина

Руководитель:
Островецкая Светлана Константиновна, учитель физики, ВКК
МБОУ-лицея № 28 г. Орла имени дважды Героя Советского Союза
Г.М. Паршина

Введение

Ядерный магнитный резонанс (ЯМР) — резонансное поглощение или излучение электромагнитной энергии веществом, содержащим ядра с ненулевым спином во внешнем магнитном поле, на частоте ν (называемой частотой ЯМР), обусловленное переориентацией магнитных моментов ядер. Одни и те же ядра атомов в различных окружениях в молекуле показывают различные сигналы ЯМР. Отличие такого сигнала ЯМР от сигнала стандартного вещества позволяет определить так называемый химический сдвиг, который обусловлен химическим строением изучаемого вещества. В методиках ЯМР есть много возможностей определять химическое строение веществ, конформации молекул, эффекты взаимного влияния, внутримолекулярные превращения, поэтому ядерно-магнитный резонанс относится к области нанотехнологий. Идеей настоящей работы является изучение принципов ядерно-магнитного резонанса в медицине. Магнитно-резонансная томография (МРТ) по праву считается «одной из самых выдающихся медицинских инноваций двадцатого века, сравнимой лишь с предложением К. Рентгена применять X-лучи в медицине» (Ринк П.А.).

Цель работы: описание принципа работы магнито-резонансного томографа, изучение статического магнитного поля на протекание биологических процессов в живом организме.

Задачи:

1. раскрыть квантомеханическое описание ядерно-магнитного резонанса;
2. понять спин-спиновое взаимодействие;
3. описание основных узлов строения МРТ;
4. влияние статического магнитного поля на организм человека.

Данная работа предлагает ознакомиться с практическим применением ядерно-магнитного резонанса в практической медицине. Ядерная магнитно-резонансная томография, более известная как магнитно-резонансная (МРТ), является важным медицинским диагностическим инструментом, используемым для изучения функций и структуры человеческого тела. Она позволяет получить подробные изображения любого органа, особенно мягких тканей, во всех возможных плоскостях. Используется в областях сердечно-сосудистой, неврологической, костно-мышечной и онкологической визуализации. В отличие от альтернативной компьютерной, магнитно-резонансная томография не использует ионизирующее излучение, следовательно, совершенно безопасна. Улучшение характеристик магнитных полей, используемых в МРТ, привело к разработке высокочувствительных методов визуализации, таких как диффузионная и функциональная МРТ, которые предназначены для отображения очень специфических свойств тканей. Кроме того, уникальная форма МРТ-технологии, называемая магнитно-резонансной ангиографией, используется для получения изображения движения крови.

Квантомеханическое описание ядерно-магнитного резонанса

В настоящее время существует множество взаимодополняющих методов визуализации изображений (интроскопии) в медицине. Медицинская интроскопия решает две задачи. Первая – это собственно визуализация внутренних органов (определение их формы, размеров, расположения и т.д.). Вторая – определение характеристик биологических тканей (тех или иных физических, физико-химических и иных свойств биологических тканей) и характера их функционирования.

Все виды визуализации основаны на физике взаимодействия излучения и

вещества. Необходимо, чтобы излучение проникало в тело и частично рассеивалось им. Тело должно быть полупрозрачным для излучения, и должно существовать конечное число разных взаимодействий, для которых эти условия выполняются. Тело совершенно непрозрачно для длинноволнового оптического излучения, которое, поэтому, нельзя использовать для получения информации о внутренних структурах. И в равной степени поток нейтрино, для которого тело полностью прозрачно, вряд ли можно использовать для получения изображений. Внешние воздействия могут приводить либо к резонансному, либо к нерезонансному взаимодействиям между веществом и электромагнитным излучением. Когда длина волны падающего излучения сравнима с размерами объекта исследования резонансное взаимодействие приводит к неупругому рассеиванию и поглощению энергии излучения. Именно поглощение излучения и лежит в основе получения изображений в трансмиссионном режиме, когда для этого используется интенсивность прошедшего сигнала. Если характеристические частоты вещества и излучения различаются существенным образом, то упругое рассеяние, которое изотропно в однородном материале, можно описать с помощью классической оптики Гюйгенса. На границах ткани и в неоднородном материале рассеивание происходит анизотропно, и в основе получения изображения лежат законы отражения и преломления. При всем многообразии методов визуализации есть некие общие для всех методов правила. Чем больше энергия кванта излучения, т. е. чем больше частота измерений тем: выше чувствительность метода; меньше контрастность изображения, поскольку различия в проникающей способности излучения будут меньше (это не связано напрямую в МРТ); больше ограничений накладывается на время облучения пациента.

Томография – метод исследования внутренней структуры различных объектов, заключающийся в послойном изображении объекта при его облучении (tomos – от греческого – слой, сечение). Существует рентгеновская, радиационная, оптическая, магнитно-резонансная, ультразвуковая томография и т.д. Техника получения изображения отдельных слоев разнообразна.

Существуют методы продольного, поперечного, панорамного, симультанного томографирования с различными вариантами проекций облучения объектов. Наиболее совершенные изображения получают путем компьютерной (вычислительной) томографии. В ЯМР созданы условия для локализованного взаимодействия радиочастотного поля с веществом в объемном теле (тело пациента).

Спин-спиновое взаимодействие

ЯМР проводят в радиочастотном диапазоне электромагнитных волн (от 10÷30 МГц в экспериментах начального периода до 900 МГц в современных ЯМР спектрометрах). Резонансное поглощение электромагнитного излучения в оптическом диапазоне происходит вследствие переходов между состояниями с дискретными уровнями энергии, существование которых предопределено природой атома и не зависит от внешних условий. В то же время, для наблюдения ЯМР такие дискретные уровни энергии надо создавать. Возникают они в образце, помещенном в сильное магнитное поле (в современных спектрометрах в интервале 5÷20 Тл), в соответствии с приведенным диапазоном частот. Обычно, молекулу представляют как некую совокупность ядер и электронов, блуждающих по дискретным орбитам (орбиталям) вокруг ядер, условно неподвижных и образующих остов молекулы. В состав ядер многих химических элементов входят стабильные изотопы, которые, наряду с массой и зарядом, могут иметь ненулевой спин I (угловой момент - спиновое квантовое число) и магнитный момент μ , связанные соотношением $\mu = \gamma I \hbar/2\pi$, где γ - т.н. гиромагнитное, точнее, магнито-гирическое отношение – важнейшая для ЯМР характеристика ядра. Эти изотопы сугубо квантовые частицы и ориентация их углового момента в пространстве – дискретная, т.е. проекции на какую-либо ось координат характеризуются набором дискретных чисел (т.н. магнитных квантовых чисел, $m=I, (I-1), \dots, -I$). Эти состояния для свободных атомов не различимы. Оно снимается при появлении оси квантования - магнитного поля, что и приводит к появлению разно заселенных магнитных уровней энергии, определяемых взаимодействием ядерного магнитного

момента μ с внешним постоянным полем B_0 :

$$E = -\mu B_0 \text{ (формула 1).}$$

Существует правило, согласно которому по таблице Менделеева можно легко определить, резонанс каких ядер можно наблюдать. Ядра ряда химических элементов имеют спин $I=0$ (например, ^{12}C , ^{16}O), но содержат в небольшом количестве изотоп с ненулевым спином (^{13}C , ^{17}O и т.д.). Современная техника ЯМР спектроскопии позволяет регистрировать сигнал от таких ядер либо непосредственно, либо косвенно, как результат взаимодействия наблюдаемого ядра с ядром, имеющим изотоп с ненулевым спином и низким естественным содержанием. Именно по этой причине метод ЯМР позволяет исследовать любые вещества, состоящие из стабильных химических элементов (практически всех из таблицы Менделеева) и поэтому получил столь широкое распространение.

Рассмотрим совокупность однотипных спинов (спиновую систему) со спиновым числом $\frac{1}{2}$, например протонов (^1H), находящихся в некотором окружении в составе молекулы (в т.н. решетке). Взаимодействие этих подсистем – спиновой и решетки имеет важнейшее значение для ЯМР и составляет основу всех существующих модификаций ЯМР эксперимента. В соответствии с формулой (1) протоны в поле B_0 распределяются на двух уровнях (одни спины выстраиваются по полю B_0 (α -спины, α - состояние), другие - против (β -спины, β - состояние). Разность энергии между этими уровнями равна $\Delta E = \gamma h B_0 / 2\pi$ (формула 2). В соответствии с распределением Больцмана избыток протонов на нижнем уровне определяется из соотношения $N_\alpha / N_\beta = \exp(\Delta E / kT)$ (формула 3), это отношение N_α / N_β приблизительно равно 1,000064 для рабочей частоты 400 МГц современных рутинных ЯМР спектрометров. Далее, на образец накладывают радиочастотное поле B_1 перпендикулярное B_0 , обуславливающее переходы спинов с верхнего уровня на нижний и наоборот на резонансной частоте $\nu_0 = \gamma B_0 / 2\pi$, где ν_0 - рабочая частота спектрометра. Вероятности переходов и населенности вычисляются по уравнению Эйнштейна. В условиях равновесной заселенности уровней эти

вероятности различаются: $W_{\beta \rightarrow \alpha} / W_{\alpha \rightarrow \beta} = 1 + \gamma \hbar B_0 / 2\pi kT$, что и определяет суммарный эффект резонансного поглощения радиочастотной энергии. Это поглощение, естественно, нарушает равновесие в спиновой системе, и процесс восстановления равновесия (т.е. возвращение к первоначальному избытку населенности уровней) определяется временем $T_1 = 1/W$, где W - средняя вероятность переходов $(W_{\beta \rightarrow \alpha} + W_{\alpha \rightarrow \beta})/2$ между уровнями. T_1 называют временем продольной (т.е. речь идет о z-компонентах ядерного спина) или спин-решетчатой релаксации. Таким образом, величина T_1 характеризует время установления равновесия между спиновым резервуаром (системой) и решеткой – окружением ядра.

Второй, весьма важный процесс, связанный с ЯМР поглощением – спин-спиновая (поперечная) релаксация, характеризуемая временем T_2 - временем установления равновесия в самой спиновой системе (по компонентам x и y ядерного спина). Эти два процесса определяют «остроту» резонансного сигнала: амплитуду и ширину линии, измеренную как ширина линии на полувысоте $\Delta\nu^{1/2}$, которая согласно критерию Релея (условию различимости двух перекрывающихся линий) и есть абсолютное разрешение, а $\Delta\nu^{1/2}/\nu_0$ - относительное разрешение спектра (спектрометра). Как правило, протоны находятся в молекуле в разных химических и магнитных окружениях. Это приводит к смещению резонансной частоты ν_0 (диамагнитный или парамагнитный эффект). Разность резонансных частот $\Delta\nu$ (Гц) наблюдаемых ядер ν_1 и ядер эталонного вещества $\nu_{эт}$. (обычно это тетраметилсилан $(CH_3)_4Si$ - ТМС) называют абсолютным химическим сдвигом, который соответственно растет с ростом B_0 . Поэтому используется величина относительного химического сдвига (ХС) в м.д. (миллионных долях, p.p.m., part per million): $\delta = [\nu_1 - \nu_{эт} / \nu_{эт} (= \nu_0)] \times 10^6$.

Есть и другой фактор, влияющий на изменение дискретных уровней спиновой системы, - косвенное спин-спиновое взаимодействие (скалярное): $E = J_{1,2} I_1 I_2$, где $J_{1,2}$ - константа спин-спинового взаимодействия (КССВ), I_1, I_2 – вектора ядерного спина. Следствием этого является возникновение дополнительных уровней энергии и переходов между ними, что и приводит к мультиплетности спектра ЯМР. Сегодня в ЯМР

томографии и ЯМР спектроскопии *in vivo*, т.е. спектроскопии элемента объема ткани живого организма используются исключительно импульсные методы с Фурье преобразованием. ЯМР сигнал для спинов $I=1/2$ представляет собой синглетную (одиночную) линию с максимальным соотношением сигнал/шум, поскольку интегральная интенсивность, пропорциональная числу ядер в образце, при $I>1/2$ перераспределяется между несколькими линиями спинового мультиплета. С учетом естественного содержания и значения γ для ЯМР визуализации предпочтительнее ядра со спином $I=1/2$ (^1H , ^{31}P , ^{19}F). Следующий фактор, влияющий на чувствительность, – отношение времен релаксации T_2/T_1 . Более наглядное определение этой характеристики спиновой системы будет дано ниже. А сейчас лишь отметим, что для протонов воды отношение T_2/T_1 близко к единице ($T_2 \approx T_1$). Поскольку вода – основной компонент мягких тканей живого организма, то использование ЯМР ^1H для целей томографии становится очевидным.

Революционным для ЯМР спектроскопии стало использование техники импульсного возбуждения с последующим преобразованием Фурье, что стало возможным лишь с появлением быстродействующих компактных ЭВМ. Эта методика наблюдения ЯМР позволяет решить две принципиально важные задачи. Первая – это многократное сокращение времени одного наблюдения сигнала ЯМР (это позволяет наблюдать быстро протекающие реакции) и повышение чувствительности метода за счет многократного накопления сигналов. Вторая задача – управление динамикой ядерных спинов. В результате развития импульсных методов ЯМР появилась возможность исключать (включать) те или иные механизмы взаимодействия (спин-спинового и спин-решеточного) и многократно увеличить число модификаций ЯМР, в том числе, и для целей ЯМР визуализации объемных тел. Возможность управлять импульсными последовательностями позволяет проводить на одном и том же спектрометре и измерения T_1 и T_2 , т.е. реализовывать собственно импульсный ЯМР. Для понятия принципа импульсного ЯМР можно воспользоваться рассмотрением движения вектора макроскопической намагниченности под

воздействием магнитных полей. Ядра с ненулевым спином I можно представить как магнетики с магнитным моментом μ . В магнитном поле B_0 на них действует вращательный момент $[\mu B_0]$, приводящий к прецессии вектора μ вокруг поля B_0 , т.к. этот магнетик обладает и механическим угловым моментом, стремящимся сохранить ориентацию в пространстве (по аналогии с гироскопическим эффектом, обуславливающим прецессию волчка в поле силы тяжести). Частота ларморовой прецессии определяется тем же условием: $h\nu_0 = \Delta E$, $\nu_0 = \gamma B_0/2\pi$. Двум спиновым состояниям α и β соответствуют два ансамбля магнитных ядер μ , прецессирующих с одинаковыми ларморовыми частотами вокруг вектора B_0 . Суммарно мы имеем некую макроскопическую намагниченность M , пропорциональную разности заселенности этих состояний, направленную вдоль B_0 , т.к. α - спинов больше, чем β - спинов. Теперь, в отличие от вектора μ вектор M не квантован и его равновесное значение M_0 практически совпадает с M_z . Отклонение M_0 от направления Z приводит к появлению M_x и M_y компонент намагниченности, что и обуславливает возникновение э.д.с., индукции в катушке, расположенной перпендикулярно к оси Z . В системе координат, вращающейся с ларморовой частотой в условиях резонанса, вектор M прецессирует (вращается) вокруг вектора B_1 . Фиксируя начало воздействия радиочастотного возбуждения на резонансной частоте и изменяя его длительность, мы можем поворачивать намагниченность в плоскости, перпендикулярной вектору B_1 на любой угол, а меняя фазу – удерживать его в заданном направлении. Эти возможности и составляют суть импульсного метода, который лежит в основе всех модификаций современного ЯМР. При возвращении M к равновесию компоненты M_z и $M_{x,y}$ восстанавливаются с разными характеристическими временами T_1 и T_2 , которые были введены выше. Их называют еще T_1 и T_2 процессами. T_1 - процесс соответствует восстановлению равновесной заселенности Больцмановских уровней, T_2 – процесс соответствует полной расфазировке x и y компонент ядерных спинов. В ЯМР используются короткие мощные прямоугольные (но не всегда) радиочастотные импульсы на частоте $\nu \approx \nu_0$. В

соответствии с теоремой Фурье (преобразование непрерывной функции в гармонические ряды и, следовательно, переход от временной шкалы в частотную) это означает одновременное радиочастотное воздействие в диапазоне $\nu \pm 1/t_p$, где t_p – длительность импульса.

В принципе, несущую частоту ν можно выбрать внутри диапазона частот Δ 'реального спектра. Однако в силу способа детектирования сигнала ЯМР (т.н. гетеродинного) положительные и отрицательные разностные частоты не будут различаться при использовании лишь одного фазового детектора. Линии слева и справа от несущей частоты будут перемешаны. Этого можно избежать путем использования второго фазового детектирования. Технически проще использовать несущую частоту, величина которой находится за пределами ожидаемого частотного диапазона спектра (обычно $\nu > \nu_{эт}$). В таком случае используется только одна половина частотного спектра $\Delta = \nu - 1/t_p$. Естественно, $\Delta / \Delta \nu^{1/2}$. Теоретически экономия времени составляет $\Delta' > \Delta$, т.е., примерно 103. Но реально - 102. Эта проблема не возникает при квадратурном детектировании, т.е. при одновременном измерении амплитуды и фазы. Теперь необходимо ввести две важные взаимосвязанные характеристики импульса (они соответственно и являются основными технологическими параметрами спектрометра с импульсным возбуждением): мощность и длительность импульса. Угол поворота как фрагмент ларморовой прецессии вокруг B_1 в условиях резонанса, определяется из соотношения $Q = \gamma N_1 t_p$. Таким образом, амплитуда N_1 должна быть достаточно большой, чтобы выполнялось соотношение $\gamma N_1 \gg 2\pi\Delta$ и чтобы условия резонанса для всех ядер были примерно одинаковы. Для поворота на 90° необходимо использовать короткие и мощные импульсы (до 1 кВт в ЯМР спектроскопии твердого тела). Для целей экономии времени используются импульсы, отклоняющие M_0 (Mz) на угол меньше 90° . При необходимости, (для накопления сигнала) импульсы повторяются (сканируются) через определенные интервалы времени M для восстановления Mz намагниченности (не обязательно полного: для каждого типа ядра подбираются оптимальные соотношения длительность

импульса/интервала между импульсами, которое определяется временем T_1). После обратного преобразования Фурье сигнал преобразуется в спектр в частотной области (спектр поглощения).

Возможность управлять импульсными последовательностями позволяет проводить на одном и том же спектрометре и измерения T_1 и T_2 , т.е. реализовывать собственно импульсный ЯМР, с той лишь разницей, что это могут быть селективные методики воздействия на подуровни энергии спиновой системы (например, в спиновых мультиплетах), и тогда величины T_1 и T_2 характеризуют переходы между этими подуровнями, и неселективные (стандартный импульсный ЯМР, где величины T_1 и T_2 характеризуют всю спиновую систему в целом, т.е. для всех типов переходов в спиновых системах (брутто). Например, импульсные последовательности $[\pi, \tau, \pi/2]$ дают зависимость z -компоненты намагниченности от интервала между импульсами τ в виде $M_z = M_0 [1 - 2\exp(-\tau/T_1)]$, из которой и определяется время продольной релаксации T_1 . Последовательность $\pi/2, \tau, \pi$ дает «эхо» сигналы, зависящие от 2τ , огибающая которых описывается кривой $\exp(-2\tau/T_2)$, спадающей с характеристическим временем T_2 и т.д.

Строение МРТ

Наиболее сложным в плане создания МРТ является создание сверхпроводящего магнита с большим полем B_0 и достаточно высокой однородностью. ЯМР спектрометры на электромагнитах сейчас не производятся, поскольку, предельно достигаемая на них рабочая частота даже при малом зазоре не превышает 100 МГц. При этом магниты имеют большие поля рассеяния, огромный вес – до трех тонн и, чрезмерное потребление электроэнергии и т.д. Это не соответствует задачам современного ЯМР исследования, даже рутинного. Сверхпроводящие магниты всегда ноу-хау и являются исключительно высокотехнологичными продуктами. Не случайно, их серийное производство освоено лишь несколькими специализированными фирмами. Для целей томографии нужны магниты несколько иного типа. Следующий по значимости узел – датчик ЯМР сигналов (ЯМР пробник), в

котором находится множество высокотехнологичных элементов. Передатчик – генератор импульсов. Технологические сложности возникают при создании передатчиков мощностью 1000 Вт и выше. Для реализации экспериментов нужны быстродействующие малогабаритные ЭВМ. МРТ можно представить в виде устройства, содержащего четыре принципиальных узла:

1. источник магнитного поля;
2. передатчик (импульсный генератор радиочастотных волн);
3. приемник (предусилитель – блок предварительного усиления сигнала в датчике ЯМР, основной усилитель с последующим детектированием);
4. система обработки данных, включая управляющий компьютер.

По величине основного постоянного поля B_0 и осуществляется классификация МР томографов, от 0,02 Тл для ультраслабополевых до высокополевых с B_0 1,0 – 2,0 Тл и ультравысокополевых $>2,0$ Тл. Однако с внедрением в рутинную клиническую практику приборов на 3 Тл и распространением исследовательских томографов с B_0 7 Тл и более такая классификация уже устарела. Источниками такого поля могут быть:

- постоянные магниты (0,2-0,3 Тл, что соответствует рабочей частоте $\nu_0 = 8,4-12,7$ МГц). Вес их порядка 20 т.

- электромагниты или резистивные магниты (клинический МРТ до 0,3 Тл: вес их порядка 5 т и велико поле рассеяния). Эти типы магнитов в спектрометрах ЯМР уже не используются. Интерес к резистивным магнитам для МРТ падает, поскольку их содержание обходится дороже, чем МР томографов на постоянных магнитах;

- сверхпроводящие магниты. В МРТ на животных уже используются сверхпроводящие магниты до 9,4 Тл, хотя, в принципе, для целей ЯМР спектроскопии уже созданы магниты с полем 17,6 Тл, которые имеют небольшой вес, но одновременно большие поля рассеяния, что требует специальных мер по их экранированию. Только на таких томографах может быть реализована ЯМР спектроскопия *in vivo* в силу достаточно большого поля B_0 . Были созданы и открытые сверхпроводящие магниты для МР томографов

открытого типа. Существуют гибридные магниты (промежуточные между постоянными магнитами и резистивными), но в силу низкого качества они в МР томографии не используются.

В клинической практике используются все виды МР – томографов от 0,02 Тл до 3 Тл и несколько больше. Отметим сразу, в клинической практике для МР – томографов для всего тела в настоящее время принято ограничение до 3 Тл. В пользу использования высоких полей два основных аргумента:

1. Рост поля ведет к улучшению сигнал/шум, что в совокупности с большим пространственным разрешением дает более высокое качество изображения.

2. Возможность реализовать одновременно и ЯМР *in vivo* спектроскопию. Надо отметить, что *in vivo* спектроскопия в клинической практике широкого применения не нашла. В большей степени она необходима для биомедицинских исследований. В настоящее время отмечается доминирование магнитов с полем 1,5 Тл и тенденция роста числа МР томографов на 3,0 Тл.

Любопытен прогноз, сделанный экспертами в области МРТ в 90-х годах прошлого века: «Скорее всего, в будущем большинство МР - томографов будут работать в слабых и средних полях. Соотношение будет зависеть от конкретного рынка. Основная доля МР - томографов со слабыми и средними полем будет установлена в Японии, за ней будет следовать Европа, в меньшей степени – США. Новое поколение пользователей МРТ, небольшие больницы и частные врачи, будут предпочитать более дешевые МР - томографы, которые обеспечивают возможность проведения подавляющего большинства наиболее часто встречающихся диагностических обследований. Большие госпитали, в особенности те из них, которые интересуются локальной спектроскопией и исследованиями в области функциональной томографии, сохранят интерес к сильным магнитным полям, но и они будут покупать томографы со слабыми и средними полями в качестве вторых и третьих установок для массовых обследований (и разгрузки от них большого томографа)». Создание изображения включает следующие процедуры: локализация спинов,

возбуждение выделенных спинов, пространственное кодирование сигнала этих спинов, детектирование сигнала и реконструкция изображения.

В МРТ на основное поле B_0 накладываются дополнительные поля, изменяющиеся по линейному закону вдоль трех осей координат, т.н. градиентные поля с градиентами порядка 10^{-2} Тл/м (10 миллитесла/м). Используются и градиентные поля, изменяющиеся по квадратичному закону. В отсутствие градиента магнитного поля наложенный на эти образцы радиочастотный импульс создает сигнал, состоящий из одной единственной частоты; после Фурье-преобразования такой сигнал создает спектр, состоящий из единственного пика. В присутствии градиента магнитного поля при измерении сигнала мы получим отклик, состоящий из различных частот, соответствующих всем трем различным положениям ампул с образцом. Фурье-преобразование такого сигнала создаст спектр из трех пиков, соответствующих трем различным положениям образцов. Разности частот между этими пиками будут зависеть как от реального расстояния между образцами, так и от величины градиента магнитного поля. В центре магнита резонансная частота остается неизменной, поскольку в этом месте градиент не создает никакого эффекта. По обе стороны от центра резонансная частота будет либо больше, либо меньше, в зависимости от полярности градиента. Эти градиенты магнитного поля создаются набором катушек, размещенных специальным образом. Они могут создавать поля, которые постоянно нарастают вдоль каждой из трех главных осей (x, y, z). Передающая катушка создает радиочастотное поле во всем образце, находящемся также в однородном постоянном магнитном поле. Это радиочастотное поле достаточно слабое по интенсивности и не вызывает разогрева образца (тела пациента), но оно вполне достаточно, чтобы можно было регистрировать сигнал ЯМР поглощения в любом виде (резонансное поглощение, эхо-сигнал) от любого элемента объема. Пространственное кодирование осуществляется двумя близкими, по сути, способами: частотным и фазовым. Толщина среза относится к числу основных технических параметров (характеристик) ЯМР томографа. В идеале – чем меньше толщина среза, (при

сохранении его профиля), тем выше качество изображения. В лучших современных ЯМР томографах толщина среза находится в пределах 2 мм. Профиль среза определяется формой радиочастотного импульса, т.е. временной зависимостью его амплитуды. Обычно используются радиочастотные импульсы гауссовой формы и sinc- импульсы. Изменение частоты радиочастотных импульсов соответствует смещению положения резонирующих ядер от центра образца. Таким способом мы можем передвигать срез в любое нужное нам положение вдоль выбранной оси. Для поперечного среза градиент, образующий этот срез, прикладывают вдоль оси z, для коронального среза соответствующий градиент прикладывают вдоль у - оси, градиент вдоль х - оси создаст сагиттальный срез. В МРТ значительно больше факторов, влияющих на контраст изображения, поскольку в сигналах ядерного магнитного резонанса, закодировано гораздо больше информации, чем в других томографических методах, включая компьютерную томографию.

Влияние статического магнитного поля на организм человека

Выделяют ряд биохимических механизмов, лежащих в основе воздействия статического магнитного поля на протекание биологических процессов в живом организме:

1) Изменения в динамике ферментов. До 45 Тл не наблюдается существенного влияния на ферментные системы.

2) Изменения ориентации макромолекул и субклеточных компонентов живых клеток. На настоящий момент нет строгих доказательств существенного проявления этого эффекта.

3) Нервная проводимость. Теоретические исследования доказывают, что для получения уменьшения скорости проведения нервных импульсов на 10% требуется поле в 24 Тл. Установлены неврологические эффекты у лиц, находившихся в томографе на все тело с полем 4 Тл.

4) Кардиологические исследования. В полях напряженностью от 7 до 10 Тл не отмечено развитие аритмии. До настоящего времени не приводилось никаких доказательств нарушения ЭКГ человека в полях менее 2,0 Тл.

5) Магнитогидродинамические эффекты. Теоретически предсказано, что в поле 10 Тл кровяное давление увеличивается на 28% . При этом в поле 1,5 Тл значительных изменений не ожидается, а в поле 6,0 Тл предполагается увеличение давления на 10%.

б) Генетические эффекты. Ни в каких публикациях не отмечалось, что лица, подвергавшиеся действию магнитных полей, включая персонал МРТ - отделений, имеют большую распространенность генетических нарушений у своих детей, чем остальное население. Беременных женщин следует считать относительно противопоказанными обследованию на МРТ - системах.

Заключение

Главные достижения в области ядерно-магнитной томографии за последние годы связаны с существенным увеличением скорости получения изображения и повышением пространственного разрешения. Как, правило, это обеспечивается увеличением величины градиентных полей. Кроме того, созданы новые конструкции матричных радиочастотных катушек, которые дают возможность реализовать одновременный (параллельный) сбор данных от нескольких областей исследуемого тела. Созданы также внутрисосудистые и миниатюрные внутрисосудистые радиочастотные катушки. Значительно расширены возможности МРТ при использовании контрастирующих средств.

Список литературы

1. Аганов А.В. Введение в медицинскую ядерную магнитно-резонансную томографию. Учебное пособие для бакалавров и магистрантов. Казань, 2013. 60 с.
2. Брандт Н.Б. Сверхпроводимость // Соросовский Образовательный Журнал. 1996. № 1. С. 100–107.
3. Ван Дузер Т., Тернер Ч.У. Физические основы сверхпроводниковых устройств и цепей. М.: Радио и связь, 1984.
4. Гинзбург В.Л., Андрюшин Е.А. Сверхпроводимость. М.: Педагогика, 1990.
5. Лихарев К.К., Ульрих Б.Т. Системы с джозефсоновскими контактами. М.:

Изд-во МГУ, 1980.

6. Ринк П.А. Магнитный резонанс в медицине. Основной учебник Европейского Форума по магнитному резонансу. Пер. с англ. / Под ред. П. А. Ринка, изд. третье, перераб. – Изд. «Blackwell Scientific Publication». Oxford, 1993. 228 с.

7. Шмидт В.В. Введение в физику сверхпроводников. М.: Наука, 1982.