

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ "КРАСНОЯРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ ПРОФЕССОРА В.Ф.ВОЙНО-
ЯСЕНЕЦКОГО" МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ
КАФЕДРА ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ ИПО

РЕФЕРАТ
МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ

Выполнила: ординатор Исмаилова А.М.

Проверила: Евдокимова Е.Ю

ОГЛАВЛЕНИЕ

1. ИСТОРИЯ СОЗДАНИЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ
2. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ
3. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫЙ ТОМОГРАФ И МР-ВИЗУАЛИЗАЦИЯ
4. ОСНОВНЫЕ ТЕРМИНЫ
5. МРТ С ИСКУССТВЕННЫМ КОНТРАСТИРОВАНИЕМ
6. ЛИТЕРАТУРА

История создания магнитно-резонансной томографии

История создания метода магнитно-резонансной томографии началась в 40-х гг. прошлого века с открытия явления *ядерно-магнитного резонанса (ЯМР)*. Это явление независимо друг от друга открыли группы исследователей Стэнфордского и Гарвардского университетов в 1946 г. Впоследствии Феликс Блох, который входил в число первооткрывателей ЯМР, выразил данный феномен в виде математического уравнения, впоследствии получившего его имя. За открытие ЯМР американцы Феликс Блох (F. Bloch) и Эдвард Пурсел (E. Purcell) получили в 1952 г. Нобелевскую премию по физике.

Вскоре явление ЯМР научились использовать для спектрального анализа биологических структур. Так появился метод *ЯМР-спектроскопии*, который позволял точно определять химический состав анализируемого образца. Однако до начала 70-ых гг. XX века создать метод визуализации на основе ЯМР не удавалось. Только в 1973 году Пол Лотербур, используя явление ЯМР, впервые получил изображение двух наполненных водой капиллярных трубочек, чем заложил основу магнитно-резонансной томографии. Первые ЯМР-томограммы внутренних органов живого человека были продемонстрированы в 1982 г. на Международном конгрессе радиологов в Париже. Однако получение пригодных для диагностического анализа ЯМР-изображений на первых томографах требовало длительного времени. Сократить его потери удалось только после того, как Питер Мэнсфилд разработал специальные математические алгоритмы обработки получаемых от исследуемого объекта магнитно-резонансных сигналов. И хотя магнитно-резонансная томография используется в практической медицине уже более двадцати лет, Нобелевская премия за изобретение метода магнитно-резонансной томографии (МРТ) британцу сэру Питеру Мэнсфилду и американцу Полу Лотербуру была присуждена только в 2003 году.

Физические основы магнитно-резонансной томографии.

Явление ядерно-магнитного резонанса

Физические принципы магнитно-резонансной томографии сложны для понимания и требуют вдумчивого поэтапного изучения. Во-первых, необходимо рассмотреть суть явления ядерно-магнитного резонанса.

Ядерно-магнитный резонанс – это физическое явление, заключающееся в способности ядер некоторых химических элементов, помещенных в постоянное магнитное поле, поглощать энергию электромагнитных волн на определенной частоте, называемой

резонансной. Для осуществления явления ЯМР необходимо соблюдение следующих условий:

• ядра химических элементов, способных к возникновению ЯМР, должны содержать нечетное число нуклонов (например, ^1_1H , $^{13}_6\text{C}$, $^{19}_9\text{F}$, $^{31}_{15}\text{P}$);

• вещество, в ядрах которого индуцируется ЯМР, должно находиться в постоянном магнитном поле высокой напряженности;

• частота электромагнитных волн, на которой происходит ЯМР, должна совпадать с резонансной частотой, зависящей от природы вещества и напряженности постоянного магнитного поля.

Таким образом, для осуществления феномена ЯМР необходимо наличие сразу двух физических посредников – постоянного магнитного поля высокой напряженности и электромагнитного излучения радиочастотного (мегагерцового) диапазона. Этим магнитно-резонансная томография, основанная на явлении ЯМР, отличается от других методов медицинской визуализации, использующих какой-либо один физический фактор.

Для того чтобы понять механизм явления ЯМР, необходимо выяснить, что происходит с веществом при помещении его в магнитное поле высокой напряженности. Поскольку чаще всего на практике используют ЯМР в ядрах водорода (вследствие того, организм человека более чем на 80% состоит из воды), легче всего это сделать на примере протона. Ядро водорода постоянно вращается вокруг своей оси и, поскольку имеет нечетное число нуклонов в своем составе (один протон), то является диполем и создает при вращении магнитный момент. То есть отдельно взятый протон подобен маленькому постоянному магниту. И таких магнитов, например, в организме человека очень много, однако вследствие разнонаправленности осей вращения всех протонов и, соответственно, векторов их намагниченности, суммарный магнитный момент равен нулю. Поэтому мы, в отличие от магнита, не притягиваем металлические предметы. Иная ситуация возникает при помещении протонов в постоянное магнитное поле. При этом, подобно стрелке компаса, оси вращения протонов ориентируются параллельно (в сторону «севера») или антипараллельно (в сторону «юга») силовым линиям внешнего магнитного поля. Однако вращающееся тело с несколькими степенями свободы (коим является и протон) неустойчиво, поэтому возникает так называемая прецессия. Прецессия заключается в том, что ось вращения протона начинает вращаться, в свою очередь, вокруг силовой линии внешнего магнитного поля. Хорошей иллюстрацией прецессии является детская юла, ось вращения которой сама непрерывно вращается по кругу с определенной (прецессионной) частотой. Подобное происходит

со всеми протонами (организма человека), помещенными в постоянное магнитное поле. Прецессионная частота получила название *частоты Ламора*. Именно на этой частоте при воздействии радиоволн на протоны возникает явление ЯМР. При этом энергия радиоволн, которую получили протоны, переводит их в *возбужденное состояние*. Оно характеризуется тем, что намагниченность, создаваемая вращением протонов, теперь ориентируется не параллельно силовым линиям внешнего магнитного поля, а под некоторым углом к ним (например, 90^0). (Параллельно с этим совершаются и прецессионные движения осей вращения протонов.) Возбужденное состояние протонов сопровождается еще одним явлением, называемым *синхронизацией* или *когерентностью фазы*. Его суть заключается в том, что векторы намагниченности, создаваемой вращением каждого протона, не только отклоняются на определенный угол от направления силовых линий внешнего магнитного поля, но и сами синхронно вращаются вокруг этих силовых линий с определенной частотой, «в такт». Чтобы лучше понять, что такое *синхронизация фазы*, можно представить две детские юлы, которые вращаются полностью синхронно с одинаковой скоростью и прецессионной частотой. Возбужденное состояние протонов, помещенных в постоянное магнитное поле высокой напряженности, поддерживается до тех пор, пока они поглощают энергию радиоволн на резонансной, ламоровой частоте. Как только радиоволновое воздействие на протоны прекращается, они сразу начинают возвращаться в исходное, *невозбужденное*, состояние. Этот процесс называется *релаксацией*. При этом вначале возникает явление *дефазирования*, заключающееся в потере синхронизации фазы. Затем происходит возвращение намагниченности, создаваемой вращением протонов, в положение, параллельное силовым линиям внешнего магнитного поля. Важно отметить, что *при переходе протонов из возбужденного в невозбужденное состояние, они начинают выделять энергию, которая излучается в виде радиоволн на той же резонансной частоте*. А так как эти радиоволны можно уловить, возникают условия для визуализации протонов внутри изучаемого объекта, что и лежит в основе магнитно-резонансной томографии.

Магнитно-резонансный томограф и МР-визуализация

Магнитно-резонансная томография (МРТ) – метод медицинской визуализации, позволяющий получать томографические срезы в различных (аксиальной, сагиттальной, фронтальной и других) плоскостях с помощью явления ядерно-магнитного резонанса. Обратите внимание, что слово «*ядерно-*» удалено из названия метода, чтобы он не

ассоциировался с радиоактивностью и, соответственно, лучевой нагрузкой при проведении исследования.

Основными компонентами магнитно-резонансного томографа являются:

- *магнит, создающий постоянное магнитное поле высокой напряженности;*
- *радиочастотная катушка, генерирующая и принимающая радиочастотные импульсы;*
- *блок обработки информации (компьютер).*

Наличие *магнита*, создающего постоянное магнитное поле высокой напряженности – обязательное условие для возникновения явления ЯМР. В современных магнитно-резонансных томографах используются различные виды магнитов:

- *постоянные;*
- *резистивные (электромагниты);*
- *сверхпроводящие.*

Наибольшее распространение в конструкции МР-томографов нашли *сверхпроводящие* магниты, выполненные в форме кольца. Этот магнит размещается в раме (подобной *гентри* рентгеновского томографа), в которую как в туннель помещается пациент во время исследования. Магнитное поле, создаваемое таким магнитом, имеет высокую однородность в плоскости томографического среза, а его силовые линии ориентированы параллельно длинной оси тела пациента. Напряженность магнитного поля, создаваемого в МР-томографах первых поколений, не превышала 0,5 Тесла (Т). Современные томографы оснащены магнитами с рабочей напряженностью магнитного поля от 1,5 до 4 и более Т.

Радиочастотная катушка служит приемником и часто источником радиоволн. Она представляет собой *контур индуктивности*, в котором при подаче электрического тока генерируются *радиочастотные импульсы*, и наоборот. Когда радиочастотная катушка работает в режиме излучения радиоволн, каждый радиочастотный импульс поглощается протонами изучаемого объекта (исследуемого органа). В режиме приема радиоволн радиочастотная катушка работает в «обратном порядке», то есть испускаемые протонами радиоволны (*магнитно-резонансный сигнал*) улавливаются индуктивным контуром, и в нем возникает электрический ток (более точно – спад магнитной индукции). Измеряя амплитуду этого тока можно сделать вывод о концентрации и химическом состоянии протонов в изучаемом объекте. Принципиально существует два вида радиочастотных катушек – *поверхностные* и *объемные*. *Поверхностные* катушки во время МР-томографии помещаются над областью исследования (например,

височно-нижнечелюстным суставом, плечом, орбитой). *Объемные* катушки имеют форму полого цилиндра, внутрь которого во время МР-сканирования помещается изучаемый объект (например, голова, коленный сустав).

Блок обработки информации, по сути, представляет собой мощный компьютер, в котором формируется МР-изображение на основе МР-сигнала, полученного радиочастотной катушкой.

Как же работает магнитно-резонансный томограф, и как формируется МР-изображение?

Когда тело пациента помещают внутрь магнитного поля МР-томографа, намагниченность всех протонов ориентируется параллельно направлению внешнего магнитного поля. При этом большая часть векторов намагниченности протонов ориентирована в том же направлении, что и внешнее магнитное поле (то есть в сторону «севера»), а меньшая часть – в противоположном (в сторону «юга»). Поэтому в целом в организме пациента создается суммарный магнитный момент, совпадающий с направлением внешнего магнитного поля. Его величина зависит, в первую очередь, от *плотности протонов* (*proton density*, или *PD*) в различных органах и тканях. Однако изображение изучаемого органа определяется не только *PD* в нем, но и тем, в каких химических соединениях находится водород. Поэтому, например, вода и жировая ткань, обе содержащие большое количество химически связанного водорода, генерируют неодинаковые МР-сигналы после исчезновения ЯМР.

Каким же образом оценивают МР-сигнал? По сути, он представляет собой радиоволну, генерируемую протонами после исчезновения явления ЯМР в течение определенного периода – времени релаксации. Эта радиоволна улавливается радиочастотной катушкой, в которой вследствие этого индуцируется электрический ток, амплитуда которого прямо пропорциональна *интенсивности* МР-сигнала. Таким образом, МР-сигнал оценивают по *интенсивности*. Однако МР-сигналы, испускаемые протонами разных тканей (например, жидкостными образованиями и жировой тканью), отличаются друг от друга еще и своей *длительностью*. Это происходит потому, что в процессе релаксации химически сильно связанные протоны (как в жировой ткани) отдают энергию, излучаемую радиоволнами, гораздо быстрее, чем менее связанные (как в воде). Следовательно, *время релаксации* воды гораздо больше, чем жира. Напомним, что само явление *релаксации* включает в себя два параллельно протекающих процесса: 1) возвращение вектора намагниченности, создаваемого вращением протонов, в исходное (до возникновения ЯМР) состояние и 2) дефазирование. Соответственно этому первый процесс получил

название T_1 -релаксации, второй – T_2 -релаксации. Поэтому на интенсивность МР-сигнала влияет не только РД, но и так называемое время T_1 - и T_2 -релаксации различных органов и тканей.

Время T_1 -релаксации – это время, необходимое для достижения 63% от величины вектора намагниченности протонов, существовавшего до возникновения явления ЯМР.

Время T_2 -релаксации – это время, необходимое для достижения состояния, когда в процессе дефазирования сохраняется только 37% синхронизированных по фазе протонов от первоначального значения.

Обратите внимание, что время T_1 - и T_2 -релаксации значительно короче, чем полное время релаксации. Также следует помнить, что T_1 и T_2 -релаксация – два независимо друг от друга протекающих процесса, а время T_1 -релаксации гораздо больше времени T_2 -релаксации.

Таким образом, МР-сигнал, полученный через определенное время после исчезновения ЯМР от органов и тканей, имеющих различные времена релаксации T_1 и T_2 , будет различаться и по интенсивности. Поэтому, чтобы добиться оптимальной визуализации изучаемого органа, оператор МР-системы выбирает такое время от начала релаксации, через которое выявляются максимальные различия исследуемых объектов по интенсивности МР-сигнала. Благодаря тому, что РД, а также времена T_1 - и T_2 -релаксации для каждой ткани значительно разнятся, МРТ обладает самой высокой разрешающей способностью среди всех методов медицинской визуализации.

Визуализируемый с помощью МРТ слой тканей можно представить, как и в случае с рентгеновской компьютерной томографией, состоящим из одинаковых элементов объема – вокселей. Каждый воксел исследуемого объекта, в зависимости от входящих в его состав тканей, характеризуется своей протонной плотностью, временем T_1 - и T_2 -релаксации. МР-сигнал от каждого вокселя зависит именно от этих параметров. Для пространственного кодирования вокселя (то есть определения расположения вокселя в объекте) используют специальные методические подходы, позволяющие создавать условия для ЯМР только в строго определенном вокселе. Этим отсеиваются МР-сигналы, генерируемые протонами других вокселей. Многократно повторяя один и тот же радиочастотный импульс в виде так называемых *импульсных последовательностей*, получают МР-сигнал от каждого вокселя и оценивают его интенсивность. В результате каждый воксел получает уникальную пространственную кодировку. Каждому вокселу на МР-томограмме соответствует плоскостной элемент – *пиксел*, яркость которого определяется амплитудой электрического тока, индуцируемого в принимающей радиочастотной катушке.

Поскольку PD, время T_1 - и T_2 -релаксации практически независимые друг от друга характеристики, существуют три различных вида МРТ-изображений. Поэтому МР-томограммы могут представлять собой визуализацию *протонной плотности* или *T_1 - и T_2 -взвешенные изображения*. На МР-изображениях интенсивность МР-сигнала кодируется определенным оттенком черно-белой гаммы.

Основные термины

Для характеристики МР-томограмм используются такие термины как *гиперинтенсивный* и *гипоинтенсивный* сигнал (образование, ткань).

- *Гиперинтенсивный* сигнал соответствует белым оттенкам черно-белой гаммы.

- *Гипоинтенсивный* сигнал соответствует черным оттенкам черно-белой гаммы.

Чем продолжительнее время T_1 -релаксации изучаемого объекта на T_1 -взвешенных томограммах, тем МР-сигнал от него гипоинтенсивнее, а на его изображении преобладают черные оттенки. Следовательно, изучаемые ткани, имеющие минимальное время релаксации на T_1 -взвешенных изображениях, выглядят гиперинтенсивными (белого цвета). Напротив, чем продолжительнее время релаксации на T_2 -взвешенных томограммах, тем гиперинтенсивнее изображение изучаемого объекта, и наоборот. Поэтому один и тот же морфологический субстрат (например, жидкость) представляется гипоинтенсивным на T_1 -взвешенных изображениях, и гиперинтенсивным на T_2 -взвешенных.

Примерами гипоинтенсивных объектов на T_1 -взвешенных томограммах являются воздух, компактная кость, жидкость.

Примерами гиперинтенсивных объектов на T_2 -взвешенных изображениях являются жир, метгемоглобин, жидкость.

МРТ с искусственным контрастированием

Для повышения разрешающих возможностей МР-томографического исследования применяются методики контрастного усиления изображения. Однако в отличие от контрастирования при РКТ в МР-диагностике используются вещества, изменяющие магнитные свойства тканей. Вследствие этого МР-контрастные вещества чаще всего *изменяют* (удлиняют или укорачивают) *время T_1 или T_2 -релаксации*.

По своим свойствам контрастные вещества для МР-диагностики подразделяются на две основные группы:

- *парамагнетики (соединения гадолиния)*

• *суперпарамагнетики (соединения железа).*

Парамагнетики повышают интенсивность МР-сигнала за счет укорочения времени T_1 -релаксации и являются *позитивными* агентами для контрастирования. Например, контрастированные парамагнетиками жидкостные образования становятся гиперинтенсивными (белого цвета на T_1 -взвешенных изображениях).

Суперпарамагнетики снижают интенсивность МР-сигнала за счет удлинения времени T_2 -релаксации и вызывают *негативное* контрастирование изучаемого объекта. Например, контрастированные суперпарамагнетиками жидкостные образования становятся гипоинтенсивными (черного цвета на T_2 -взвешенных изображениях).

Литература

1. Холин А.В. «МРТ при заболеваниях ЦНС», Спб 2008, 9-35с.
2. Ахадов Т.А., Панов В.О., Айххофф У. «Магнитно-резонансная томография спинного мозга и позвоночника», М 2010, 12-115с
3. Трофимова Т.Н., Ананьева Н.И. «Нейрорадиология», Спб 2005, 43-47с