

# **MRI AT A GLANCE**

**THIRD EDITION**

**Catherine Westbrook**

**Department of Medicine and Healthcare Science**

**Faculty of Medical Science**

**Anglia Ruskin University**

**Cambridge, UK**

**WILEY Blackwell**

**КЭТРИН УЭСТБРУК**

# **НАГЛЯДНАЯ МАГНИТНО- РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ**

**Перевод с английского под редакцией  
члена-корреспондента РАН, профессора Г.Г. Кармазановского**



**Москва**  
**ИЗДАТЕЛЬСКАЯ ГРУППА**  
**«ГЭОТАР-Медиа»**  
**2019**

# Оглавление

<i>Предисловие к изданию на русском языке</i> . . . . .	8
<i>Список сокращений</i> . . . . .	7
<b>Глава 1.</b> Магнетизм и электромагнетизм . . . . .	10
<b>Глава 2.</b> Структура атома . . . . .	14
<b>Глава 3.</b> Ориентация . . . . .	16
<b>Глава 4.</b> Прецессия . . . . .	18
<b>Глава 5.</b> Резонанс и образование сигнала . . . . .	20
<b>Глава 6.</b> Механизмы обеспечения контраста изображений . . . . .	22
<b>Глава 7.</b> Механизмы релаксации . . . . .	24
<b>Глава 8.</b> T1-восстановление . . . . .	28
<b>Глава 9.</b> T2-спад . . . . .	30
<b>Глава 10.</b> T1-взвешенность . . . . .	32
<b>Глава 11.</b> T2-взвешенность . . . . .	34
<b>Глава 12.</b> Взвешенность по протонной плотности . . . . .	36
<b>Глава 13.</b> Обычное спиновое эхо . . . . .	38
<b>Глава 14.</b> Быстрое, или турбо-спиновое, эхо — как это работает . . . . .	40
<b>Глава 15.</b> Быстрое, или турбо-спиновое, эхо — как его использовать . . . . .	42
<b>Глава 16.</b> Инверсия–восстановление . . . . .	44
<b>Глава 17.</b> Градиентное эхо . . . . .	48
<b>Глава 18.</b> Как использовать градиентное эхо . . . . .	50
<b>Глава 19.</b> Стационарное состояние . . . . .	52
<b>Глава 20.</b> Когерентное градиентное эхо . . . . .	55
<b>Глава 21.</b> Некогерентное градиентное эхо . . . . .	58
<b>Глава 22.</b> Свободное прецессирование в стационарном состоянии . . . . .	61
<b>Глава 23.</b> Сбалансированное градиентное эхо . . . . .	64
<b>Глава 24.</b> Ультрабыстрые последовательности . . . . .	66
<b>Глава 25.</b> Диффузионная и перфузионная визуализация . . . . .	69
<b>Глава 26.</b> Техники функциональной визуализации . . . . .	72
<b>Глава 27.</b> Функции градиентов . . . . .	74

<b>Глава 28.</b> Выбор среза . . . . .	76
<b>Глава 29.</b> Фазовое кодирование . . . . .	78
<b>Глава 30.</b> Частотное кодирование . . . . .	80
<b>Глава 31.</b> К-пространство . . . . .	82
<b>Глава 32.</b> Способы заполнения К-пространства . . . . .	84
<b>Глава 33.</b> К-пространство и качество изображения . . . . .	86
<b>Глава 34.</b> Сбор данных — частота . . . . .	89
<b>Глава 35.</b> Сбор данных — фаза . . . . .	92
<b>Глава 36.</b> Сбор данных — время сканирования . . . . .	94
<b>Глава 37.</b> Заполнение К-пространства и импульсные последовательности . . . . .	97
<b>Глава 38.</b> Альтернативные техники заполнения К-пространства . . . . .	100
<b>Глава 39.</b> Отношение сигнал/шум . . . . .	103
<b>Глава 40.</b> Отношение контраст/шум . . . . .	106
<b>Глава 41.</b> Пространственное разрешение . . . . .	108
<b>Глава 42.</b> Артефакты химического сдвига . . . . .	110
<b>Глава 43.</b> Нарушение фазового позиционирования . . . . .	112
<b>Глава 44.</b> Скручивание изображения . . . . .	115
<b>Глава 45.</b> Другие артефакты . . . . .	118
<b>Глава 46.</b> Эффекты потока . . . . .	120
<b>Глава 47.</b> Времяпролетная магнитно-резонансная ангиография . . . . .	122
<b>Глава 48.</b> Фазово-контрастная магнитно-резонансная ангиография . . . . .	124
<b>Глава 49.</b> Магнитно-резонансная ангиография с контрастным усилением . . . . .	126
<b>Глава 50.</b> Контрастные средства . . . . .	130
<b>Глава 51.</b> Магниты . . . . .	132
<b>Глава 52.</b> Радиочастотные катушки . . . . .	134
<b>Глава 53.</b> Градиенты и другие аппаратные средства . . . . .	136
<b>Глава 54.</b> Магнитно-резонансная безопасность — биологическое воздействие . . . . .	138
<b>Глава 55.</b> Безопасность магнитно-резонансной томографии — поражающие снаряды . . . . .	140
<i>Глоссарий . . . . .</i>	142
<i>Приложения . . . . .</i>	148
<i>Предметный указатель . . . . .</i>	152

Глава  
1

# Магнетизм и электромагнетизм

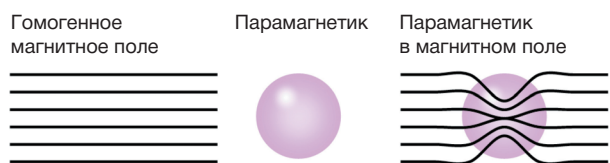


Рис. 1.1. Парамагнитные свойства



Рис. 1.2. Диамагнитные свойства



Рис. 1.3. Ферромагнитные свойства

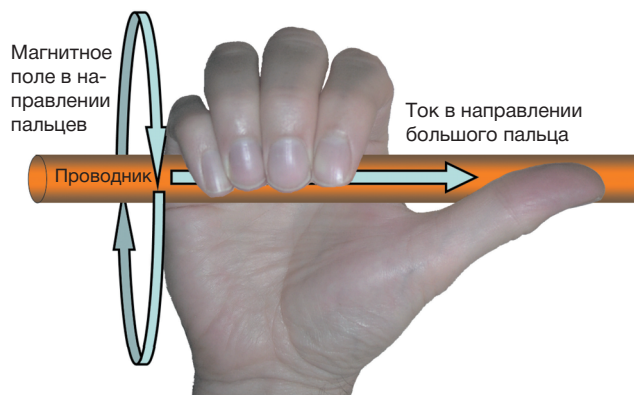


Рис. 1.4. Правило большого пальца правой руки

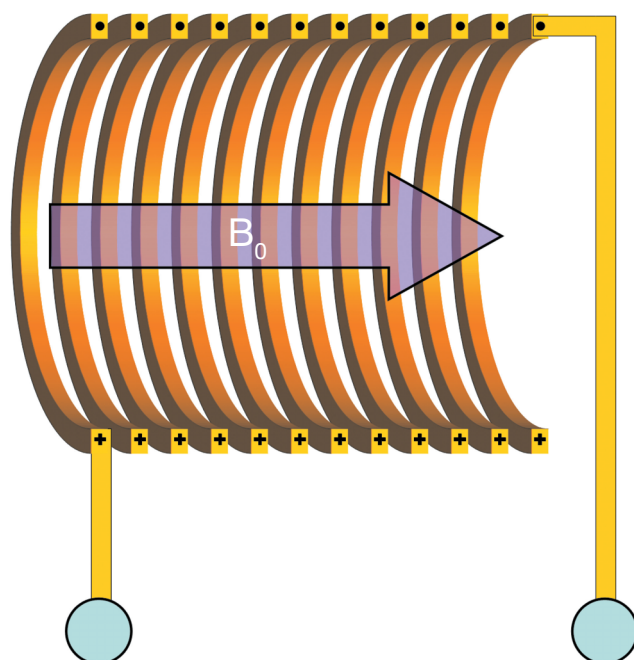


Рис. 1.5. Простой электромагнит

## Магнитная восприимчивость

**Магнитная восприимчивость вещества** — способность внешних магнитных полей влиять на ядро конкретного атома, что связано с конфигурацией электронов этого атома. Ядра атомов, окруженные парными электронами, более защищены и независимы от воздействия внешнего магнитного поля, чем ядра, содержащие непарные электроны. Существует три вида магнитной восприимчивости: **парамагнетизм**, **диамагнетизм** и **ферромагнетизм**.

**Парамагнетизм.** Вещества, обладающие парамагнитными свойствами, содержат непарные электроны, которые индуцируют небольшое магнитное поле, известное также как **магнитный момент**. В условиях отсутствия внешнего магнитного поля отдельные магнитные моменты ориентированы беспорядочно и компенсируют друг друга. Однако под действием внешнего магнитного поля магнитные вещества ориентируются в направлении поля, и поэтому магнитные моменты суммируются. Парамагнитные вещества положительным образом влияют на внешние магнитные поля, что приводит к локальному увеличению магнитного поля. Примером парамагнитного вещества служит кислород [O<sub>2</sub>] (рис. 1.1).

**Суперпарамагнетизм.** Вещества, обладающие суперпарамагнитными свойствами, имеют положительную магнитную восприимчивость, более выраженную, чем у парамагнетиков, но меньшую, чем у ферромагнитных материалов. Примерами суперпарамагнитного вещества служат контрастные препараты на основе оксида железа.

**Диамагнетизм.** В условиях отсутствия внешнего магнитного поля диамагнетики не обладают магнитным моментом, поскольку электронные токи, вызванные движением электронов, сводятся к нулю. Под действием внешнего магнитного поля диамагнитные вещества приобретают небольшой магнитный момент, противоположный к приложенному полю по направлению. Именно поэтому вещества с диамагнитными свойствами слабо отталкиваются магнитным полем и имеют отрицательную магнитную восприимчивость (рис. 1.2). Примерами диамагнитных веществ служат вода и инертные газы.

**Ферромагнетизм.** Когда ферромагнитное вещество входит в контакт с магнитным полем, результатом является сильное равномерное притяжение. Ферромагнетики сохраняют намагниченность даже при удалении внешнего магнитного поля. Ферромагнетики остаются магнитными, они постоянно намагничиваются и впоследствии становятся постоянными магнитами. Примером ферромагнитного вещества служит железо.

Магниты биполярны, так как имеют два полюса: северный и южный. Магнитное поле, созданное ими, создает линии магнитного поля или силовые линии, направленные от южного полюса магнита к северному (рис. 1.3). Эти линии называют **магнитными линиями потока**. Количество линий на единицу площади называют **плотностью магнитного потока**. Силу маг-

нитного поля, обозначенную как (**B**) — или, в случае более чем одного поля, основное поле (**B**<sub>0</sub>) и вторичное поле (**B**<sub>1</sub>), — в системе единиц СИ измеряют в *теслах* (русское обозначение — **Тл**, международное — **T**), в системе СГС — в *гауссах* (русское обозначение — **Гс**, международное — **G**), или, для удобства, в *килогауссах* (русское обозначение — **кГс**, международное — **kG**). Если два магнита поднести достаточно близко друг к другу, то, в зависимости от взаимной ориентации их полюсов в пространстве, между магнитами действуют силы притяжения или отталкивания. Одноименные полюса отталкиваются, а разноименные — притягиваются.

**Электромагнетизм.** Магнитное поле создается движущимся зарядом (электрическим током). Относительно направления электрического тока магнитное поле может быть направлено как по часовой стрелке, так и против нее. **Закон Ампера**, или **правило правой руки Флеминга**, определяет величину и направление магнитного поля по отношению к току. Если поместить большой палец правой руки по направлению тока, то направление линий магнитного поля будет соответствовать направлению остальных загнутых пальцев (рис. 1.4).

Аналогично тому, как движущийся электрический заряд создает магнитные поля, изменяющиеся магнитные поля генерируют электрические токи. Когда магнит попеременно вводят и выводят из замкнутого контура, генерируется осциллирующий ток, который исчезает с прекращением движения магнита. Такой ток называют **индуцированным электрическим током** (рис. 1.5).

Закон **электромагнитной индукции Фарадея** объясняет явление индуцированного тока. Изменение магнитного потока через замкнутый контур индуцирует **электродвижущую силу** (ЭДС) в цепи. ЭДС определяют как энергию, получаемую от единицы заряда, движущегося 1 раз вокруг петли провода. ЭДС возбуждает ток в цепи и служит результатом переменного магнитного поля, индуцирующего электрическое поле.

Закон электромагнитной индукции Фарадея утверждает, что индуцируемая ЭДС:

- пропорциональна скорости изменения магнитного поля и площади контура;
- пропорциональна числу витков проволоки в катушке (табл. 1.1);
- направлена противоположно изменению в магнитном поле, которое вызывает ее (**закон Ленца**).

**Таблица 1.1.** Общие уравнения магнетизма и электромагнетизма

Уравнения (если вы их любите)

$B_0 = H_0 (1+x)$	$B_0$ — магнитное поле; $H_0$ — магнитная интенсивность	Уравнение описывает эффективную намагниченность атома. Вещество обладает диамагнитными свойствами при $x < 0$ и парамагнитными при $x > 0$
-------------------	--	--

Окончание табл. 1.1

Уравнения (если вы их любите)		
$\varepsilon = (-)Nd\Phi/dt$	$\varepsilon$ — ЭДС; $N$ — количество витков проволоки в катушке; $d\Phi$ — приращение магнитного потока на один виток; $dt$ — приращение времени	Уравнение показывает, что суммарный индуцированный ток в катушке зависит от скорости изменения магнитного потока (как быстро магнитные линии потока пересекаются) и числа витков проволоки в катушке

Электромагнитная индукция — основное физическое явление в магнитно-резонансной томографии (МРТ), которое в особенности задействовано в следующем:

- вращающийся заряд протона водорода обуславливает индукцию магнитного поля вокруг себя (глава 2);
- движение *суммарного вектора намагниченности* ( $NMV$ ) по всей площади принимающей катушки вызывает в ней электрический заряд (глава 4).

Резюме этой главы приведено в табл. 1.2.

Таблица 1.2. Резюме

**Для запоминания**

Парамагнитные вещества добавляют (усиливают) приложенное магнитное поле. Суперпарамагнитные вещества обладают большей магнитной восприимчивостью, нежели парамагнетики, но меньшей, чем ферромагнитные материалы

Диамагнетики незначительно противодействуют (ослабляют) приложенное магнитное поле

Диамагнитные свойства характерны для всех веществ. Однако в материалах, обладающих как диамагнитными, так и парамагнитными свойствами, положительная парамагнитная восприимчивость более выражена, чем отрицательная диамагнитная, поэтому такие вещества ведут себя как парамагнетики

Ферромагнетики сильно притягиваются к приложенному магнитному полю и имеют одинаковую с ним направленность. Они постоянно намагничены, даже если удалить приложенное магнитное поле

Перемещение проводника через магнитное поле вызывает в нем электрический заряд

Движущийся электрический заряд в проводнике вызывает магнитное поле вокруг него

Глава  
2

## Структура атома

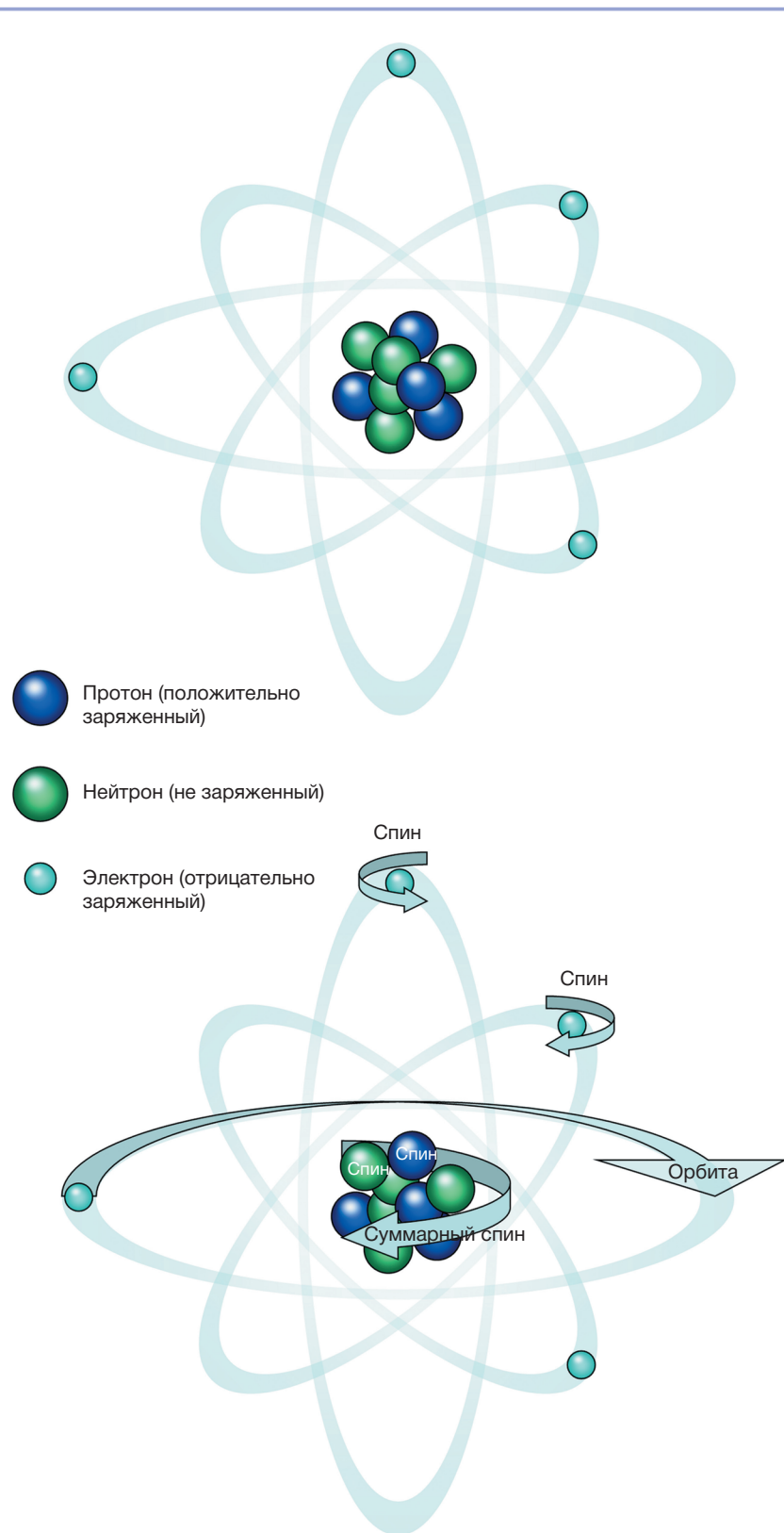
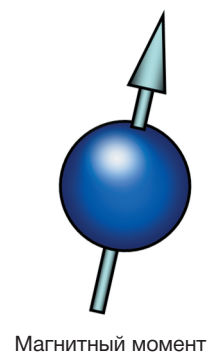


Рис. 2.1. Атом



Магнитный момент



Магнит

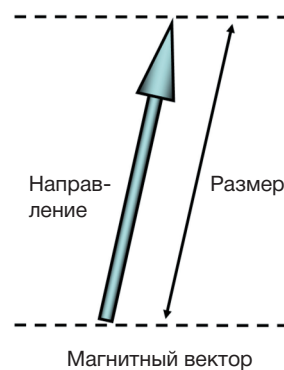


Рис. 2.2. Магнитный момент ядра водорода-1



## Введение

Вся материя во Вселенной состоит из атомов, в том числе и тело человека. В теле человека, который весит около 70 кг, содержится примерно 7 октиллионов ( $7 \times 10^{27}$ ) атомов. Подавляющая часть человеческого тела (96%) состоит всего лишь из 4 химических элементов: водорода, кислорода, углерода и азота. Водород — элемент, наиболее распространенный во Вселенной и теле человека.

Атом состоит из следующих структур.

- **Протоны:**
    - ♦ находятся в ядре атома;
    - ♦ являются положительно заряженными.
  - **Нейтроны:**
    - ♦ находятся в ядре атома;
    - ♦ не заряжены (нейтральны).
  - **Электроны:**
    - ♦ вращаются по орбитам вокруг ядра атома;
    - ♦ заряжены отрицательно (рис. 2.1).
- Для описания атома используют следующие термины.
- **Атомный номер:** показывает число протонов в ядре, определяет тип элемента, его свойства.
  - **Массовое число:** суммарное число нейтронов и протонов в ядре.

Атомы одного химического элемента, имеющие разные массовые числа, называют **изотопами**. В стабильном атоме число отрицательно заряженных электронов равно числу положительно заряженных протонов. Атомы, в которых количество электронов и протонов не совпадает, называют **ионами**, а процесс отделения электрона от атома — **ионизацией**. Лишь некоторые атомы МР-активные, их заряженные ядра вращаются вокруг своей оси — обладают спином (вращательным моментом). Это происходит потому, что движущийся электрический заряд продуцирует магнитное поле (глава 1).

**Движение внутри атома.** Существует три вида движения частиц в атоме:

- отрицательно заряженные электроны вращаются вокруг своей оси;
- отрицательно заряженные электроны вращаются по орбитам вокруг ядра атома;
- частицы внутри ядра вращаются вокруг их собственных осей (см. рис. 2.1).

Все виды движения генерируют магнитное поле (глава 1). Для метода МРТ важно вращение как частиц в ядре, так и самого ядра.

## Магнитно-резонансно-активные ядра

Протоны и нейтроны вращаются вокруг собственных осей внутри ядра. Направление спинов случайно, то есть одна часть частиц вращается по часовой стрелке, а другая — против.

Если ядро обладает четным массовым числом, спины гасят друг друга, то есть ядро **не обладает спином**.

Когда ядро имеет нечетное массовое число, спины не уравниваются, поэтому такие ядра обладают **собственным спином**.

Поскольку протоны имеют заряд, ядра с нечетным массовым числом имеют как заряд, так и спин. В соответ-

ствии с законом электромагнитной индукции (глава 1) движущийся несбалансированный заряд вызывает магнитное поле вокруг себя. Направление и величина магнитного поля зависят от магнитного момента (рис. 2.2). Общий магнитный момент ядра представляет собой сумму векторов отдельных магнитных моментов протонов в ядре. Длинной стрелки принято отражать величину магнитного момента. Направление стрелки отображает направление суммарного магнитного момента.

Ядра с нечетным числом протонов называют **МР-активными**. Они ведут себя подобно маленьким магнитам. Существует множество типов элементов, обладающих МР-активными свойствами. Все они характеризуются нечетным массовым числом. Ниже приведены наиболее распространенные МР-активные ядра с указанием их массовых чисел:

- водород — 1, углерод — 13, азот — 15;
- фтор — 19, натрий — 23, кислород — 17.

Характеристики спинов наиболее распространенных МР-активных ядер приведены в табл. 2.1.

**Таблица 2.1.** Характеристики некоторых магнитно-резонансно-активных ядер

Элемент	Протоны	Нейтроны	Спин ядра	Распространенность в природе, %
$^1\text{H}$ (протон)	1	0	1/2	99,985
$^{13}\text{C}$ (углерод)	6	7	1/2	1,10
$^{15}\text{N}$ (азот)	7	8	1/2	0,366
$^{17}\text{O}$ (кислород)	8	9	5/2	0,038

Изотоп водорода, называемый **протием**, является МР-активным ядром, используемым в МРТ, так как его масса и атомный номер равны 1. Ядра этого изотопа состоят из одного протона и не содержат нейтронов. В МРТ их стали использовать за ряд свойств:

- в избытке представлены в организме человека (например, в жидких средах и жировой ткани);
- протон обладает относительно большим магнитным моментом, так как этот тип ядер не содержит нейтронов.

Обычно нейтроны снижают относительный размер ядерного магнитного поля, поэтому в случае, когда они не представлены, магнитное поле максимально (см. табл. 2.1).

Далее в этой книге МР-активные ядра, и протий в частности, будем называть **спинами**.

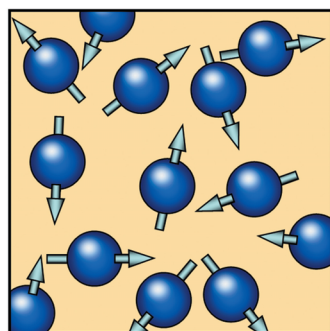
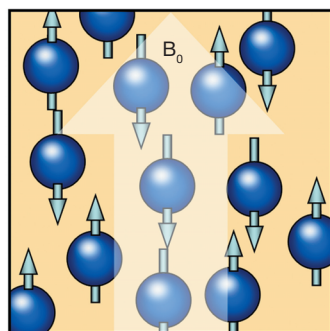
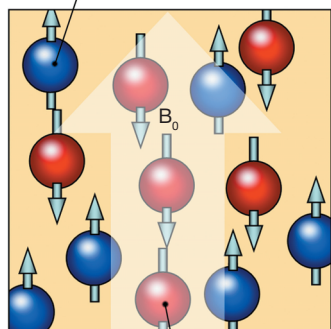
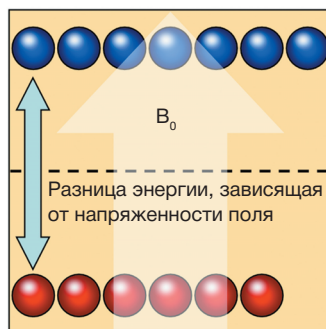
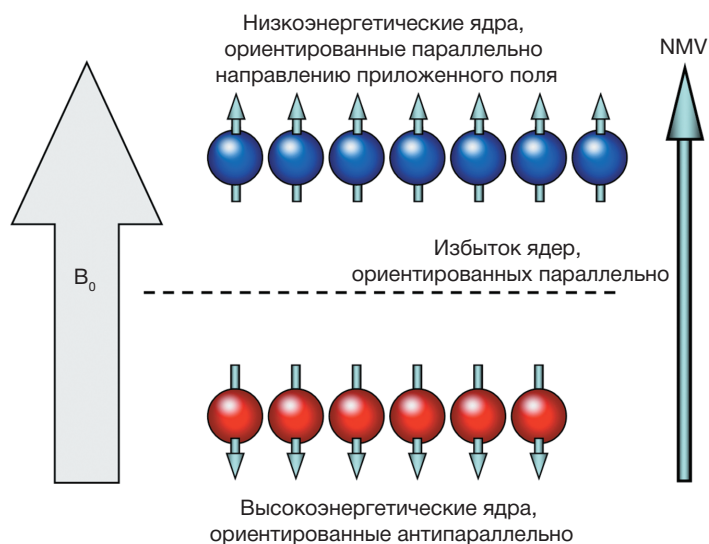
Резюме главы представлено в табл. 2.2.

**Таблица 2.2.** Резюме

Для запоминания
В теле человека из всех химических элементов в наибольшем количестве представлен водород
Для МРТ возможно использовать только те ядра, которые обладают спином (в силу нечетности их массового числа)
Ядра всех элементов содержат, как минимум, один положительно заряженный протон. Те из них, что обладают спином, способны генерировать магнитное поле вокруг себя (глава 1)
Магнитный момент изображается стрелкой. Он зависит от магнитного поля ядра

Глава  
3

## Ориентация

Хаотическая ориентация  
в условиях отсутствия внешнего поляОриентация в соответствии  
с направлением приложенного  
внешнего поля**Рис. 3.1.** Ориентация ядер водорода в магнитном поле по представлениям классической физикиСпин-ап ядра, обладающие  
низкой энергиейСпин-даун ядра, обладающие  
высокой энергиейГруппа низкоэнергетических  
спин-ап ядерГруппа высокоэнергетических  
спин-даун ядер**Рис. 3.2.** Ориентация ядер водорода согласно квантовой теории**Рис. 3.3.** Суммарный вектор намагниченности

**В** нормальных условиях магнитные моменты МР-активных ядер (спины) ориентированы в произвольных направлениях и не создают никакого общего магнитного эффекта. Когда спины оказываются во внешнем магнитном поле, их магнитные моменты ориентируются согласно силовым линиям магнит-

ного поля. Это называют **ориентацией**. Ориентацию объясняют с помощью двух теорий.

**Теория классической физики.** Для иллюстрации ориентации используют направление магнитных моментов.

- **Параллельная** ориентация: магнитные моменты движутся в *той же* направлении, что и внешнее магнитное поле.
- **Антипараллельная** ориентация: магнитные моменты движутся в *противоположном* направлении относительно внешнего магнитного поля (рис. 3.1).

При комнатной температуре всегда имеется больше спинов с их магнитными моментами, направленными параллельно, чем антипараллельно. Суммарный магнетизм пациента (называемый **NMV**) направлен параллельно основному магнитному полю.

**Квантовая теория.** Для иллюстрации ориентации используют энергетический уровень спинов. Согласно квантовой теории, протоны ядра водорода взаимодействуют с внешним магнитным полем сканера (взаимодействие Зимана) и вызывают дискретное число энергетических состояний. Для ядра водорода возможно только два энергетических состояния.

- **Раскручивающиеся**, набирающие обороты (spin-up) ядра имеют низкую энергию и не имеют достаточной энергии, чтобы противостоять основному полю. В классическом описании имеются ядра, магнитные моменты которых направлены параллельно внешнему магнитному полю.
- **Тормозящиеся**, снижающие обороты (spin-down) ядра обладают высокой энергией, что позволяет их магнитным моментам противостоять внешнему магнитному полю. В классическом описании имеются ядра, у которых магнитные моменты направлены антипараллельно внешнему магнитному полю.

Разница энергий этих двух состояний пропорциональна силе внешнего магнитного поля ( $B_0$ ). Магнитные моменты спинов направлены под некоторым углом к  $B_0$  из-за силы отталкивания между  $B_0$  и магнитными моментами (рис. 3.2).

#### Что следует из теории классической физики и квантовой теории?

- Водород имеет только два энергетических состояния — высоко- и низкоэнергетическое. Именно поэтому магнитные моменты водорода могут быть ориентированы только в направлении параллельном или антипараллельном и не могут переориентироваться в любом другом.
- Температура тела пациента служит важным фактором, определяющим соотношение высоко- и низкоэнергетических спинов. При получении диагностических изображений температурным воздействием пренебрегают, так как предполагают, что температура пациента в условиях воздействия внешнего магнитного поля и при его отсутствии остается неизменной (температурное равновесие).
- Магнитные моменты спинов водорода постоянно меняют свою ориентацию, поскольку они постоянно движутся между состояниями высокой энергии и низкой. Спины получают и теряют энергию, и их магнитные моменты вследствие этого постоянно меняют свое направление относительно  $B_0$ .
- Количество спинов на каждом энергетическом уровне может быть предсказано распределением Больцмана (табл. 3.1).

- В условиях температурного равновесия в любой момент времени имеется большая часть спинов с их магнитными моментами, ориентированными вдоль внешнего магнитного поля, чем против него. Такое взаимодействие с  $B_0$  продуцирует NMV (суммарный магнитный эффект), ориентированный вдоль главного магнитного поля (рис. 3.3).
- Поскольку величина внешнего магнитного поля увеличивается, появляется все больше линий магнитных моментов в направлении, параллельном внешнему магнитному полю, потому что количество энергии спинов должно позволить расставить их магнитные моменты в направлении, противоположном более сильному полю, и выстраивание магнитных моментов в антипараллельном направлении усиливается.

**Таблица 3.1.** Общие уравнения ориентации

#### Уравнения (если вы их любите)

$N^+/N^- = e^{-\Delta E/kT}$	$N^+$ и $N^-$ — числа спинов, составляющих высоко- и низкоэнергетические популяции соответственно; $\Delta E$ — разница энергий высоко- и низкоэнергетических популяций в джоулях (Дж); $k$ — постоянная Больцмана ( $1,381 \times 10^{-23}$ Дж/К); $T$ — температура тканей по Кельвину (К)	Данное уравнение позволяет рассчитывать число спинов высоко- и низкоэнергетических популяций и их зависимость от температуры. При МРТ предполагают наличие теплового равновесия в системе, так как температура тела человека в комнате сканирования изменяется незначительно
------------------------------	--	--

В условиях роста силы внешнего магнитного поля количество атомов в низкоэнергетическом состоянии увеличивается, а в высокоэнергетическом — уменьшается. Как следствие, наблюдают рост NMV.

Резюме главы представлено в табл. 3.2.

**Таблица 3.2.** Резюме

#### Для запоминания

При размещении во внешнем магнитном поле магнитные моменты атомов водорода принимают направление «спин-ап», низкоэнергетическое, или «спин-даун», высокоэнергетическое

В условиях теплового равновесия «спин-ап» низкоэнергетических спинов больше, чем «спин-даун» высокоэнергетических спинов, поэтому NMV пациента сонаправлен с внешним магнитным полем  $B_0$

Разница энергий между этими популяциями определяется силой поля  $B_0$

При увеличении  $B_0$  разница энергий между двумя популяциями также возрастает, поскольку число «спин-ап» низкоэнергетических спинов возрастает относительно числа «спин-даун» высокоэнергетических спинов

Соотношение сигнал/шум возрастает при увеличении  $B_0$  (глава 39)

Глава  
4

# Прецессия

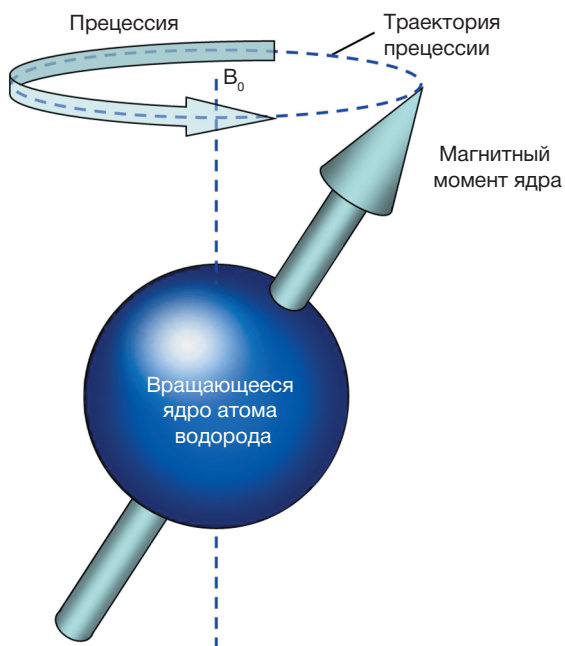


Рис. 4.1. Прецессия

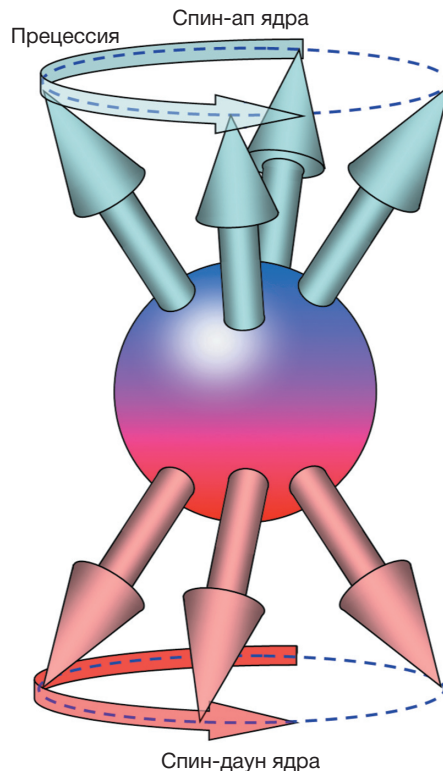


Рис. 4.2. Прецессия групп спин-ап и спин-даун ядер

Линии высокого напряжения		Радиоволны		Микроволны		Свет	Солнечные лучи	Рентгеновское излучение	
$10^2$	$10^4$	$10^6$	$10^8$	$10^{10}$	$10^{12}$	$10^{14}$	$10^{16}$	$10^{18}$	$10^{20}$
Частота (Гц)									
Неионизирующие излучения								Ионизирующие излучения	
100 кГц		1000 кГц		10 МГц		100 МГц		1000 МГц	
Частота									
	АМ-радио	СВ-радио	Радиотелефоны FM-радио MR-сканеры	Средства мобильной связи					

Рис. 4.3. Спектр электромагнитного излучения

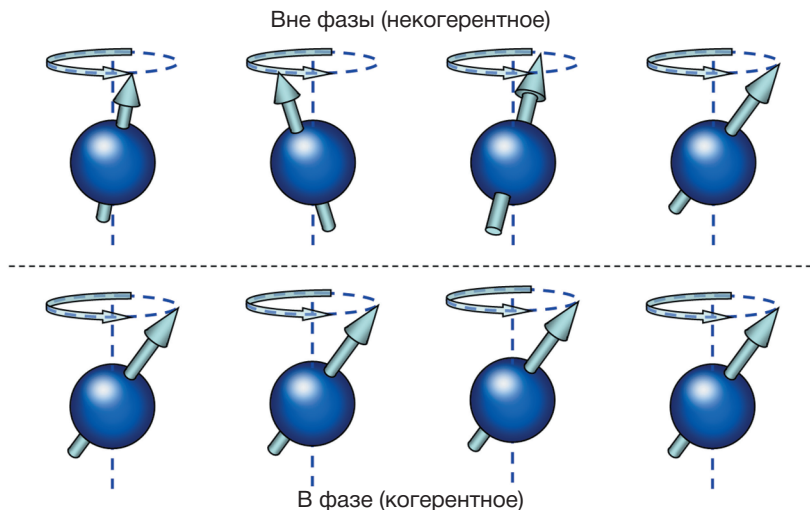


Рис. 4.4. Положение в фазе (когерентное) и вне фазы (некогерентное)

Любое МР-активное ядро вращается вокруг собственной оси. Внешнее магнитное поле придает крутящий момент магнитным моментам всех МР-активных ядер, вследствие чего образуется вторичный спин (рис. 4.1). Этот спин называют **прецессией**, и он обуславливает появление круговой траектории вращения вокруг  $B_0$  как у спин-ап (раскручивающихся), так и у спин-даун (тормозящихся) ядер (рис. 4.2). Скорость, при которой магнитные моменты вращаются вокруг внешнего магнитного поля, называют **частотой прецессии**.

## Ларморовская частота (частота прецессии)

**Уравнение Лармора** используют для расчета частоты или скорости прецессии магнитных моментов конкретного ядра в магнитном поле определенной напряженности. Уравнение Лармора формулируется следующим образом:

$$\omega_0 = \gamma B_0,$$

где  $\omega$  — частота прецессии, выражается в мегагерцах (МГц);  $B$  — сила внешнего магнитного поля, выраженная в теслах (Тл) (табл. 4.1); **гиромагнитное соотношение** ( $\gamma$ ) — частота прецессии магнитных моментов определенного ядра при напряженности поля 1 Тл (имеет размерность МГц/Тл).

**Таблица 4.1.** Общие уравнения прецессии

Уравнения (если вы их любите)

$\omega_0 = \gamma B_0 / 2\pi$ можно упростить до $\omega_0 = \gamma B_0$	$\omega_0$ — ларморовская частота прецессии (МГц); $\gamma$ — гиромагнитное соотношение (МГц/Тл); $B_0$ — напряженность внешнего магнитного поля (Тл)	Представлено уравнение Лармора. Деление на $2\pi$ позволяет преобразовать $\omega_0$ из угловой частоты в циклическую. Так как $\gamma$ является константой, для конкретных МР-активных ядер $\omega_0$ будет зависеть только от $B_0$ .
---	---	---

Будучи константой пропорциональности, частота прецессии (или ларморовская частота) пропорциональна напряженности внешнего магнитного поля и может быть рассчитана для любого типа МР-активного ядра и напряженности поля (табл. 4.2).

**Таблица 4.2.** Спиновые характеристики некоторых магнитно-резонансно-активных ядер

Элемент	Спин ядра	Гиромагнитное соотношение, МГц/Тл	Частота прецессии при 1,5 Тл, МГц
$^1\text{H}$ (водород)	1/2	42,5774	63,8646
$^{13}\text{C}$ (углерод)	1/2	10,7084	16,0621
$^{15}\text{N}$ (азот)	1/2	4,3173	6,4759
$^{17}\text{O}$ (кислород)	5/2	5,7743	8,6614

Частоты прецессии ядра магнитных моментов спинов водорода (гиромагнитное соотношение 42,57 МГц/Тл), обычно используемые в клинической МРТ, составляют:

- 21,285 МГц при 0,5 Тл;
- 42,57 МГц при 1 Тл;
- 63,86 МГц при 1,5 Тл (см. табл. 4.2).

Частота прецессии соответствует диапазону частот в электромагнитном спектре **радиоволн** (рис. 4.3). Следовательно, магнитные моменты спинов водорода прецессируют с относительно низкой радиочастотой (РЧ) по сравнению с другими типами электромагнитного излучения. Вот почему с точки зрения используемых энергий МРТ считают безопасным методом. Энергии РЧ-излучения недостаточно для ионизации вещества.

## Фаза прецессии

**Фаза** определяет положение каждого магнитного момента спинов на траектории их прецессии в любой момент времени. Единица измерения — радианы. Магнитный момент проходит 360 радианов за один оборот. Таким образом, частота служит мерой скорости изменения фазы магнитного момента относительно времени. Для МРТ особый интерес представляют относительные фазы всех магнитных моментов спинов ядер водорода исследуемой ткани.

- **Противофаза (некогерентность)** означает, что магнитные моменты спинов водорода находятся в различных местах на прецессиональной траектории в заданный момент времени.
- Магнитные моменты спинов водорода, находящиеся **в фазе (когерентные)**, занимают одно и то же место на прецессиональной траектории в заданный момент времени (рис. 4.4).

В покое (при воздействии на пациента только приложенного поля  $B_0$ ) магнитные моменты спинов водорода находятся в противофазе друг к другу и, следовательно, NMV не прецессирует.

Резюме данной главы представлено в табл. 4.3.

**Таблица 4.3.** Резюме

Для запоминания

Магнитные моменты всех спинов прецессируют вокруг направления поля  $B_0$  с ларморовской частотой, пропорциональной напряженности поля  $B_0$  для определенных МР-активных ядер. Вследствие этого частота определяет скорость прецессии; в МРТ принято выражать в МГц

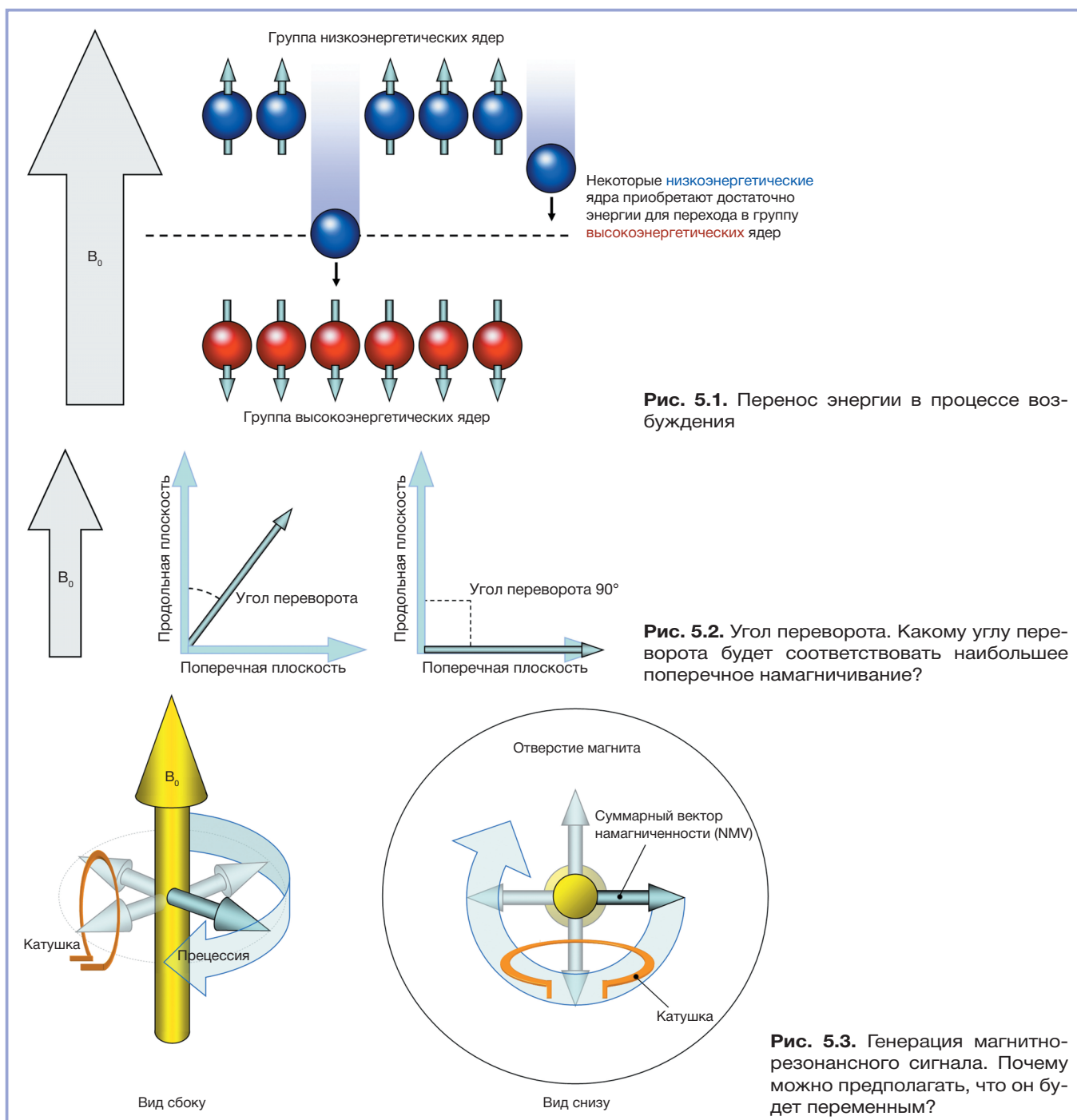
Для напряженностей поля, используемых в клинической практике, ларморовская частота ядер водорода находится в полосе РЧ электромагнитного спектра излучения

Фаза определяет положение магнитного момента спина на траектории прецессии в конкретный момент времени

В покое магнитные моменты спинов расфазированы (не совпадают между собой по фазе)

Глава  
5

## Резонанс и образование сигнала



**Резонанс** — передача энергии, возникающей, когда объект подвергается воздействию такой же частоты, как и его собственная. Резонанс индуцируется применением РЧ-импульса:

- с частотой, равной частоте прецессии магнитного момента спинов водорода;
- под углом  $90^\circ$  по отношению к направлению поля  $B_0$ .

Передача энергии от РЧ-импульса заставляет резонировать только спины водорода. Прочие МР-активные ядра не резонируют ввиду того, что облада-

ют отличающимся от ядер водорода гиромагнитным соотношением, а, значит, их частоты прецессии также не совпадают. Они резонируют лишь при приложении РЧ-импульса с характерной именно для них частотой прецессии. Поскольку РЧ применяют только на той же частоте, что и прецессионная частота водорода, резонируют только спины водорода. Других типов МР-активных ядер нет. При резонансе возникают два явления: поглощение энергии и фазовая когерентность.

## Поглощение энергии

Энергия и частота электромагнитного излучения (включая РЧ) связаны друг с другом. Частота, необходимая для возникновения резонанса, связана с разницей энергий между высоко- и низкоэнергетическими группами спинов и соответственно с напряженностью поля  $B_0$  (табл. 5.1). Группа низкоэнергетических раскручивающихся водородных спинов поглощает энергию РЧ-импульса (возбуждающего импульса) и превращается в высокоэнергетические тормозящиеся спины. Поскольку низкоэнергетических спинов больше, суммарный эффект сводится к поглощению энергии. Это поглощение приложенной РЧ-энергии при угле поворота  $90^\circ$  по отношению к  $B_0$  вызывает увеличение количества высокоэнергетических тормозящихся ядер (спин-даун) в сравнении с состоянием до резонанса (рис. 5.1).

Если приложено только необходимое количество энергии, число раскручивающихся ядер (спин-ап) будет равно числу тормозящихся ядер. Следовательно, NMV (который отображает баланс между численностью раскручивающихся и тормозящихся ядер) будет лежать в перпендикулярной ( $90^\circ$ ) по отношению к внешнему магнитному полю плоскости (в **поперечной плоскости**), так как суммарная намагниченность лежит между двумя энергетическими состояниями. Подобную энергию в МРТ передает  $90^\circ$  РЧ-импульс. Название его основывается именно на угле отклонения NMV от продольной плоскости — характеристике импульса, носящей название **угол поворота  $90^\circ$**  (рис. 5.2).

## Фазовая когерентность

Магнитные моменты спинов находятся в определенном фазовом состоянии относительно друг друга (глава 4). Поскольку магнитные моменты спинов находятся в фазе как в раскручивающихся, так и тормозящихся положениях, а раскручивающиеся ядра находятся в фазе с тормозящимися ядрами, NMV прецессирует в поперечной плоскости на ларморовской частоте.

**Знали ли вы?** Когда пациента помещают в магнитно-резонансный томограф и сканируют, спины водорода неподвижны. Спины не отклоняются в стороны в поперечной плоскости, как и их магнитные моменты. Только магнитные моменты спинов способны ориентироваться вдоль направления внешнего магнитного поля  $B_0$  или против него, так как ядро водорода может находиться только в двух энергетических состояниях (глава 3). Именно суммарный вектор находится в поперечной плоскости, а не магнитные моменты и, тем более, не спины.

## Магнитно-резонансный сигнал

Приемная катушка расположена в поперечной плоскости. Так как NMV вращается вокруг поперечной плоскости вследствие резонанса, он проходит через приемную катушку, вызывая в ней напряжение (глава 1). Это напряжение является **MR-сигналом** (рис. 5.3).

Через короткий период времени РЧ-импульс прекращается. Сигнал, индуцированный в приемной ка-

Таблица 5.1. Общие уравнения резонанса

### Уравнения (если вы их любите)

$E = h\omega_0$	$E$ — энергия фотона (джоули, Дж); $h$ — постоянная Планка ( $6,626 \times 10^{-34}$ Дж/с); $\omega_0$ — частота электромагнитной волны (Гц)	Постоянная Планка связывает энергию фотона электромагнитного излучения с его частотой. Фотоны одновременно ведут себя как частицы, обладающие энергией, и как волны, характеризующиеся частотой (корпускулярно-волновая двойственность)
$\Delta E = h\omega_0 = h\gamma B_0$	$\Delta E$ — разница энергий спин-ап и спин-даун групп; $h$ — постоянная Планка ( $6,626 \times 10^{-34}$ Дж/с); $\omega_0$ — ларморовская частота или частота прецессии (МГц); $\gamma$ — гиромагнитное соотношение (МГц/Тл)	Это уравнение показывает, что поглощение энергии происходит в том случае, когда энергия фотона соответствует разности энергий между спин-ап и спин-даун группами. Данная разница энергий пропорциональна напряженности магнитного поля $B_0$

тушке, начинает затухать. Это происходит потому, что фазовый компонент NMV, вращающегося в поперечной плоскости и проходящего через приемную катушку, постепенно уменьшается, поскольку все более высокая доля спинов переходит в противофазу друг к другу. В результате происходит снижение напряжения в приемной катушке. Данный процесс называют **спадом свободной индукции (FID)**:

- «свободная», потому что отсутствует действие РЧ-импульса;
- «спад индукции», потому что в приемной катушке происходит снижение индуцированного сигнала.

Резюме главы представлено в табл. 5.2.

Таблица 5.2. Резюме

### Для запоминания

Применение РЧ-импульса с ларморовской частотой приводит к общему поглощению энергии (возбуждению) и изменяет соотношение численностей групп высокоэнергетических и низкоэнергетических ядер

Направление NMV по отношению к  $B_0$  зависит от вышеупомянутого соотношения. Если численности групп равны между собой, то NMV ориентирован в поперечной плоскости (под углом  $90^\circ$  к  $B_0$ )

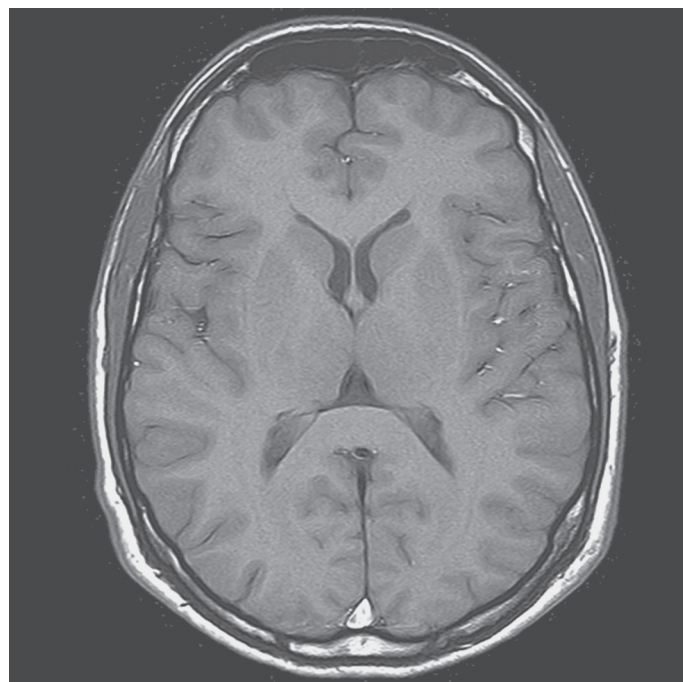
Резонанс также является причиной того, что магнитные моменты всех спинов начинают прецессировать в одной фазе. В результате когерентная поперечная намагниченность прецессирует в поперечной плоскости с ларморовской частотой

Если приемную катушку (кондуктор) поместить в поперечную плоскость, перемещение вращающейся когерентной поперечной намагниченности вызовет в ней напряжение

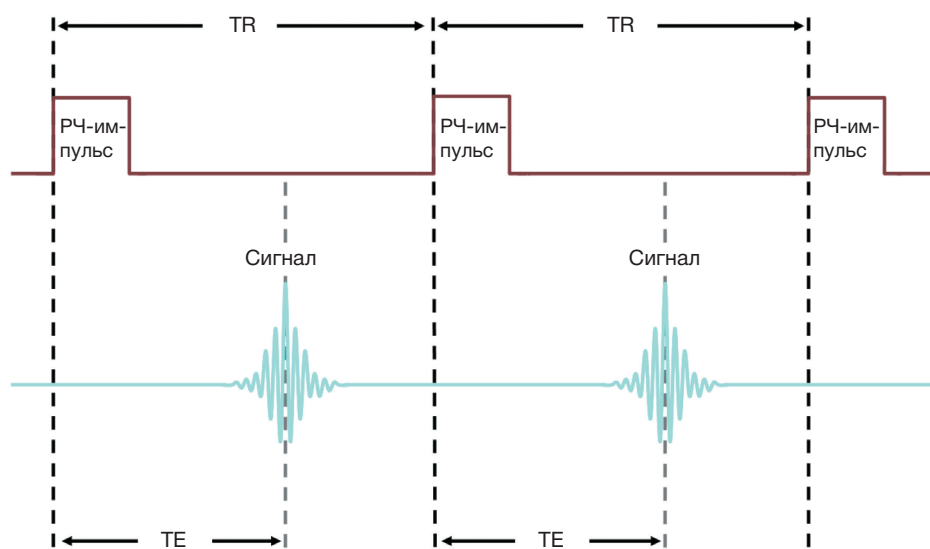
При прекращении воздействия возбуждающего РЧ-импульса магнитные моменты всех спинов начинают расфазироваться и продуцируют сигнал FID

Глава  
6

## Механизмы обеспечения контраста изображений



**Рис. 6.1.** Томограмма головного мозга в аксиальной проекции. Разница в контрасте между ликвором, жировой тканью, серым и белым веществом



**Рис. 6.2.** Основная импульсная последовательность, отображающая интервалы времени повторения и эхо

## Контраст

Контраст изображения обеспечивается различным соотношением участков с высоким уровнем сигнала (белого цвета) и низким (темного цвета). Некоторые участки обладают сигналом средней интенсивности (различные оттенки серого цвета). NMV может быть разделен на отдельные векторы в соответствии с тканями, представленными в области исследования, такими как жировая ткань, цереброспинальная жидкость (или ликвор), серое и белое вещество (рис. 6.1). Соотношение контраст/шум (CNR) представляет собой важный показатель качества получаемого изображе-

ния (глава 40); данный показатель связан с разницей сигнала смежных участков. Изображения с хорошим уровнем CNR содержат широкий спектр интенсивностей сигнала, а изображения, демонстрирующие низкий уровень соотношения, — нет.

Интенсивность сигнала в МРТ определяется величиной прецессирующей когерентной поперечной намагниченности, проходящей через обмотку приемной катушки во время измерения сигнала: амплитуда индуцируемой в кондукторе напряженности зависит от поперечной намагниченности (глава 5).

Ткань имеет высокий уровень сигнала (**гиперинтенсивный** — **белого цвета**), если у нее **большой по-**



**перечный компонент намагниченности** в момент измерения сигнала. Если поперечный компонент намагниченности велик, то и намагниченность, пересекающая приемную катушку, будет достаточной для индуцирования в ней сильного сигнала.

Ткань имеет низкий уровень сигнала (**гипоинтенсивный — темного цвета**), если она имеет **малый поперечный компонент намагниченности** в момент измерения сигнала. Если поперечный компонент намагниченности мал, то и намагниченность, пересекающая приемную катушку, будет недостаточной для индуцирования сильного сигнала в ней, а следовательно, сигнал будет низким.

Ткань имеет средний уровень сигнала (**изоинтенсивный — серого цвета**), если она имеет **промежуточный поперечный компонент намагниченности** в момент измерения сигнала.

Контраст изображения определяется различиями интенсивностей сигнала между тканями. Это контролируется различными параметрами (табл. 6.1).

### Внешние параметры контраста

Данные параметры контролирует оператор.

- **Время повторения** (repetition time — TR) — интервал времени от приложения одного РЧ-импульса до приложения следующего РЧ-импульса к одному и тому же срезу. Измеряют в миллисекундах (мс). TR определяет длительность периода релаксации в конкретном срезе от момента приложения первого возбуждающего РЧ-импульса до начала следующего (глава 8; рис. 6.2).
- **Время эхо** (time to echo — TE) — интервал времени между возбуждающим РЧ-импульсом и регистрацией сигнала. TE определяет длительность периода релаксации от окончания действия возбуждающего РЧ-импульса до пика регистрируемого приемной катушкой сигнала (глава 9). Измеряют так же в миллисекундах (см. рис. 6.2).
- **Угол переворота** — угол, на который NMV переворачивается в результате воздействия возбуждающего РЧ-импульса (см. рис. 5.2).

- **Турбо-фактор** (turbo-factor — TF) или длина блока эхо-сигналов (echo train length — ETL) (глава 15).
- **Время инверсии** (time from inversion — TI) (глава 16).
- **Фактор  $b$**  (глава 25).

### Внутренние механизмы контраста

Эти параметры свойственны ткани и не могут контролироваться оператором.

Среди них:

- время T1-восстановления (глава 8);
- время T2-спада (глава 9);
- протонная плотность (PD) (глава 12);
- объемный поток (глава 46);
- измеряемый коэффициент диффузии (ИКД, ADC; глава 25).

### Состав жира и воды

Все вещества состоят из молекул, непрерывно находящихся в движении — вращательном и переходном. Такое **движение** называют **броуновским**. Чем быстрее молекулярное движение, тем сложнее веществу передать энергию в окружающую среду.

**Жир** содержит атомы водорода, связанные с углеродом, что приводит к образованию больших молекул. Крупные молекулы жира расположены близко друг к другу и вследствие инерционности характеризуются низким уровнем движения. Они также обладают низким уровнем собственной энергии, что позволяет им эффективно поглощать энергию извне.

**Вода** представлена атомами водорода, связанными с кислородом. Молекулы воды характеризуются малыми размерами, отстоят далеко друг от друга и обладают высоким уровнем молекулярных движений. Им присуща высокая внутренняя энергия, а это означает, что они не способны эффективно поглощать энергию.

Вследствие вышперечисленных различий ткани, содержащие жир, и ткани, содержащие воду, генерируют разный контраст изображения. Так происходит из-за различных скоростей **релаксации** в каждой ткани (главы 8, 9).

Резюме представлено в табл. 6.2.

**Таблица 6.1.** Общие уравнения механизмов обеспечения контраста

#### Уравнения (если вы их любите)

$SI = PD e^{-TE/T2} (1 - e^{-TR/T1})$	SI — интенсивность сигнала от ткани; PD — протонная плотность; TE — время эхо (мс); T2 — время T2-релаксации ткани (мс); TR — время повторения (мс); T1 — время T1-релаксации ткани (мс)	Уравнение показывает зависимость интенсивности сигнала от ткани от внешних и внутренних параметров контраста. Для последовательности градиентного эха (GE) в данное уравнение добавляют угол переворота и T2 заменяют T2* (глава 17)
---------------------------------------	--	--

**Таблица 6.2.** Резюме

#### Для запоминания

Межтканевый контраст обеспечивается различной интенсивностью сигнала от разных тканей

Интенсивность сигнала характеризуется его амплитудой

Резонанс служит причиной того, что магнитные моменты всех спинов начинают прецессировать в одной фазе. В результате когерентная поперечная намагниченность прецессирует в поперечной плоскости с ларморовской частотой

Если приемную катушку (кондуктор) поместить в поперечную плоскость, перемещение вращающейся когерентной поперечной намагниченности вызовет в ней напряжение

При прекращении воздействия возбуждающего РЧ-импульса магнитные моменты всех спинов начинают расфазироваться и продуцируют сигнал FID