

**А.В.Холин**

# **Магнитно-резонансная томография при заболеваниях и травмах центральной нервной системы**

*2-е издание*



Москва  
«МЕДпресс-информ»  
2019

УДК 616-079:616.8  
ББК 53.4:56.12  
X71

*Все права защищены. Никакая часть данной книги не может быть воспроизведена в любой форме и любыми средствами без письменного разрешения владельцев авторских прав.*

**Холин, Александр Васильевич**

X71 Магнитно-резонансная томография при заболеваниях и травмах центральной нервной системы / А.В.Холин. – 2-е изд. – М. : МЕДпресс-информ, 2019. – 256 с. : ил.  
ISBN 978-5-00030-719-9

Лучевая диагностика в нейрорадиологии является необходимой составляющей правильной постановки диагноза, выявления типов патологии, степени ее выраженности и, следовательно, определения тактики лечения. Обследование неврологических больных проводится с применением разных лучевых методов, среди которых ведущим, безусловно, служит МРТ. Монография детально освещает методы получения МРТ-изображения, норму в разных изображениях МРТ-исследования, показывает типы изменений и их стадирование. Обсуждаются основные лучевые синдромы, принципы трактовки изображений, результативность и влияние метода МРТ на выбор лечебной тактики. Монография профессора А.В.Холина, основателя Петербургской школы МРТ, структурирована в удобной для чтения последовательности, охватывает все необходимые разделы, отличается четкой систематизацией материала, ясностью его изложения и богато иллюстрирована. Поэтому данная работа, посвященная нейровизуализации методом МРТ, чрезвычайно актуальна и полезна для широкого круга врачей, может служить как руководством для начинающих, так и справочным материалом для опытных специалистов.

Монография предназначена для врачей-рентгенологов, неврологов, нейрохирургов; отдельные разделы также могут быть полезны для эндокринологов, травматологов, педиатров и врачей других профилей.

УДК 616-079:616.8  
ББК 53.4:56.12

ISBN 978-5-00030-719-9

© Холин А.В., 2017  
© Оформление, оригинал-макет, иллюстрации.  
Издательство «МЕДпресс-информ», 2017

# Содержание

Введение .....	4
Сокращения .....	5
<b>Часть I. Физико-технические основы магнитно-резонансной томографии .....</b>	<b>6</b>
1. Физика ядерного магнитного резонанса .....	6
2. Магнитно-резонансное изображение .....	13
3. Эффекты кровотока и магнитно-резонансная ангиография .....	26
4. Специальные методики магнитно-резонансных исследований .....	30
5. Безопасность больного и персонала .....	36
<b>Часть II. Магнитно-резонансная томография головного мозга .....</b>	<b>40</b>
6. Принципы локализации патологии в головном мозге .....	40
7. Нарушения развития мозга .....	47
8. Опухоли головного мозга .....	76
9. Сосудистая патология мозга .....	120
10. Инфекционные заболевания .....	155
11. Эпилепсия и эпилептические синдромы .....	173
12. Старение мозга, нейродегенеративные заболевания и шизофрения .....	179
13. Черепно-мозговая травма .....	184
<b>Часть III. Магнитно-резонансная томография позвоночника и спинного мозга ...</b>	<b>186</b>
14. Принципы локализации спинальной патологии .....	186
15. Дизрафические изменения позвоночника и спинного мозга .....	190
16. Дегенеративные изменения позвоночника и спондилоартропатии .....	193
17. Экстрадуральная патология .....	209
18. Экстремедуллярная интрадуральная патология .....	221
19. Интрамедуллярная патология .....	234
20. Спинальная травма .....	244
Приложения .....	250
Литература .....	254

## Часть

# I

# Физико-технические основы магнитно-резонансной томографии

## 1

## Физика ядерного магнитного резонанса

Элементарные частицы обладают свойством вращения вокруг своей оси. В классической механике в таких случаях говорят, что они имеют «собственный угловой момент». Вращение элементарных частиц в квантовой физике обозначают термином «спинирование». Элементарные частицы, имеющие заряд, вращаясь, индуцируют вокруг себя магнитное поле (рис. 1.1). Его сила зависит от величины заряда и скорости

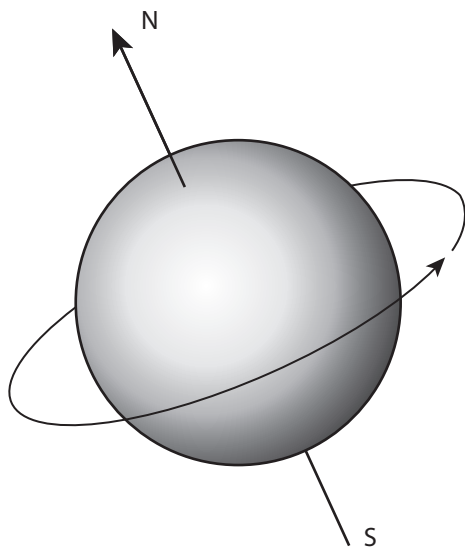


Рис. 1.1. Индукция магнитного поля вокруг заряженной частицы.

вращения. Для того чтобы лучше представить их намагниченность, целесообразно рассматривать эти частицы как микроскопические магнитные стрелки, или магнитные диполи.

Для количественной характеристики спинирования используют понятие спинового квантового числа. Для протона, нейтрона, электрона и нейтрино оно равно  $1/2$ . Эти элементарные частицы называют также фермионами, в отличие от бозонов, имеющих целые значения спинового квантового числа. Число проекций спина на ось квантования в любом направлении равно  $2s+1$ , где  $s$  (или  $J$ ) – спиновое квантовое число. Т.е. для протона возможны 2 состояния внутренней степени свободы.

Протон, хотя и имеет маленький заряд, вращается столь быстро, что магнитное поле его становится достаточно сильным, чтобы его измерить. Магнитный момент ядра впервые был измерен ученым из Колумбийского университета (США) Isidor Isaak Rabi (1898–1988). За это достижение в 1944 г. он получил Нобелевскую премию по физике.

Спин ядра представляет собой векторную сумму спинов элементарных частиц, входящих в ядро. Следовательно, ядра с нечетным числом протонов или нейтронов, например  $^1\text{H}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{23}\text{Na}$ ,  $^{31}\text{P}$ , будут также иметь нечетное значение спинового квантового

числа. Именно у них наблюдается эффект ядерного магнитного резонанса. Из таблицы Менделеева видно, что элементов, отвечающих данным требованиям, большинство. Однако содержание элементов в организме и магнитная восприимчивость ядер существенно различаются. Поэтому для МРТ наиболее подходит водород. Возможны исследования и по другим атомам, но для них потребуются сильные магнитные поля, и исследование будет отражать иные патологические процессы.

В отсутствие внешнего магнитного поля «магнитные стрелки» (диполи) беспорядочно ориентированы в пространстве. Если поместить исследуемый объект, в нашем случае – пациента, в постоянное магнитное поле (обозначается буквенным символом  $B_0$ ), в туннель магнита томографа, то ориентация диполей упорядочится. Для ядра водорода (иными словами протона) возможны две ориентации (т.е. упоминавшиеся две степени свободы):

- вдоль силовых линий магнитного поля (параллельная ориентация);
- против силовых линий магнитного поля (антипараллельная ориентация).

Большая часть протонов ориентируется параллельно, так как это соответствует более низкому энергетическому уровню. Различие в количестве протонов, ориентированных параллельно и антипараллельно, казалось бы, невелико: всего лишь 3 на каждые 2 млн протонов в поле индукцией 0,5 Тл, 6 – в поле индукцией 1,0 Тл и 9 – в поле индукцией 1,5 Тл. Однако в пересчете на объем вокселя их число умножается примерно на  $10^{15}$ . Чем выше значение магнитной индукции, тем большее число протонов на верхнем энергетическом уровне, так как разница в энергии между уровнями (рис. 1.2) пропорциональна магнитной индукции томографа.

$$\Delta E = h\gamma B_0,$$

где  $h$  – постоянная Планка;  $\gamma$  – гиромагнитное отношение (величина, постоянная для каждого вида ядер и для водорода равная 42,56 МГц/Тл);  $B_0$  – магнитная индукция томографа.

Приложив такую энергию, можно заставить протоны перейти на более высокий энергетический уровень, т.е. изменить

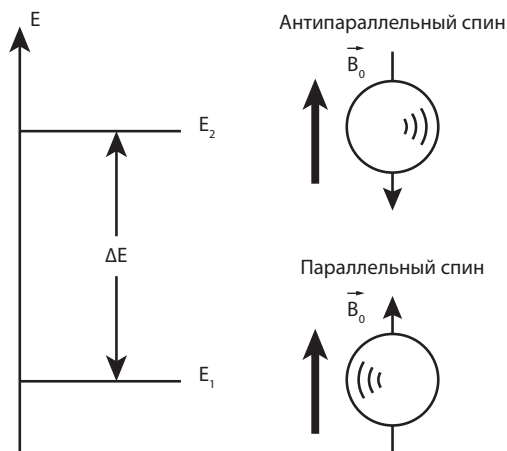


Рис. 1.2. Квантовое описание поведения протонов в магнитном поле.

ориентацию на антипараллельную. Ту же формулу можно записать иначе:

$$\Delta E = 2\pi h\nu_0,$$

где  $2\pi$  – угол поворота на  $180^\circ$ ;  $\nu_0$  (иногда обозначается значком  $\eta$  или  $\omega$ ) – частота электромагнитного излучения, испускаемого или поглощаемого протонами при переходе с одного энергетического уровня на другой, и называемая также ларморовой частотой, или резонансной частотой.

Сравнивая обе формулы, можно видеть, что резонансная частота строго пропорциональна величине магнитной индукции (рис. 1.3). Английский физик Joseph Larmor

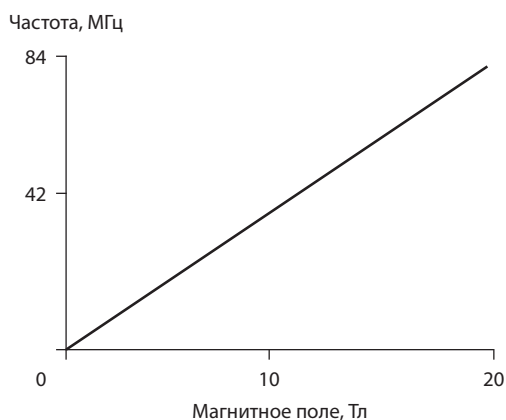


Рис. 1.3. График зависимости ларморовой частоты от индукции магнитного поля (пропорция Лармора).

(1857–1942) представил эту зависимость в виде следующего уравнения:

$$2\pi\nu = \omega = d\phi/dt = \gamma B,$$

где  $\gamma$  – резонансная частота (МГц);  $\omega$  (или  $\nu_0$ ) – угловая частота;  $B$  – индукция магнитного поля.

Следовательно, для того чтобы происходило поглощение энергии ядром с переходом на более высокий энергетический уровень, ядру нужно сообщить энергию, поместив объект в электромагнитное поле, частота которого находится в радиоволновом диапазоне ( $\approx 10^7$ ). Столь низкая частота по сравнению с рентгеновским излучением ( $\approx 10^{19}$ ) не вызывает ионизации.

Явление ядерного магнитного резонанса – это процесс поглощения ядрами, на-

ходящимися в постоянном магнитном поле, энергии электромагнитного излучения ларморовой частоты с переходом на более высокий энергетический уровень и изменением ориентации (возбуждение), а затем возврат в исходное состояние (релаксация) с отдачей избытка энергии в виде излучения той же частоты. Резонансная частота разных ядер отличается: у водорода она составляет 42,56 МГц, фосфора – 17,2 МГц в поле индукцией 1,0 Тл.

Эффект ядерного магнитного резонанса впервые был описан в 1946 г. американскими учеными Felix Bloch (1905–1983) и Edward Mills Purcell (1912–1997), за что в 1952 г. им была присуждена Нобелевская премия по физике.

Магнитный момент вращающегося (спинирующего) ядра в магнитном поле ориентирован не строго параллельно или антипараллельно, а совершает вокруг оси  $Z$  (рис. 1.4), совпадающей с направлением внешнего поля  $B_0$ , колебательное движение, описывая так называемый конус прецессии.

Частота прецессии определяется из уравнения Лармора:

$$\nu_0 = \gamma B_0 / (2\pi),$$

где  $\nu_0$  – частота прецессии (она же резонансная частота, о которой упоминалось выше, выраженная в радианах на тесла за секунду).

Магнитные моменты отдельно взятых ядер прецессируют с одинаковой частотой в разной фазе, т.е. векторы  $M$  имеют различное расположение на конусе прецессии, но если их суммировать, то результирующая составляющая магнитных моментов  $M$  будет направлена параллельно оси  $Z$ . Составляющие магнитных моментов в плоскости  $X$ – $Y$  из-за разнонаправленности в сумме дают нулевое значение.

Чтобы заставить изменить ориентацию спинирования (направление вектора  $M$ ) на противоположную, надо приложить дополнительное магнитное поле, направленное перпендикулярно к основному и индуцирующее еще одно вращение (прецессию) вокруг него. Эту роль может сыграть создание внешнего радиочастотного поля с индукцией  $B_1$ . Под действием этого поля конус прецессии отклоняется (рис. 1.5) и ре-

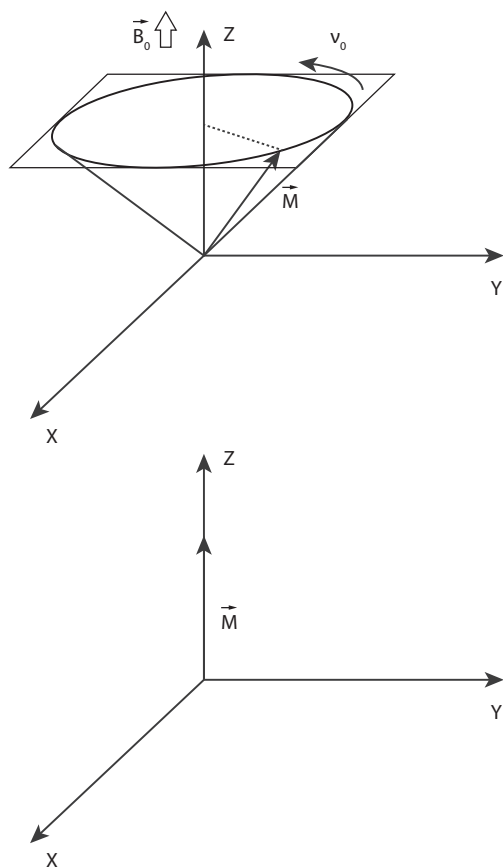


Рис. 1.4. Графическое описание прецессии вектора  $M$  спинирующего ядра (вверху) и результирующей составляющей магнитных моментов (внизу).

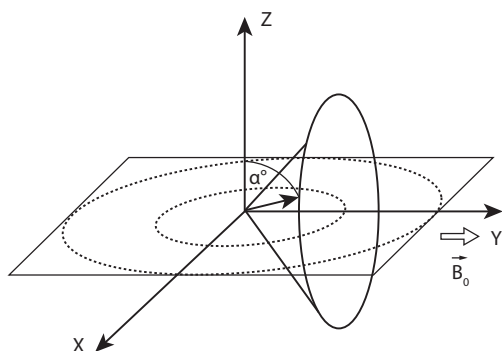
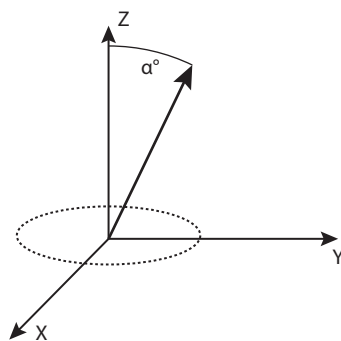


Рис. 1.5. Действие возбуждающего импульса  $B_1$ .

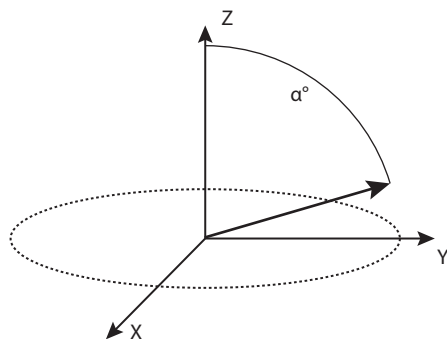
зультирующая составляющая магнитных моментов  $M$  образует с осью  $Z$  угол, называемый углом возбуждения ( $\alpha$  или  $\varphi$ ). Угол возбуждения зависит от количества энергии, передаваемой радиочастотным импульсом (рис. 1.6).

Представим себе частный случай, когда под действием поля  $B_1$ , направленного в плоскости  $X$ – $Y$  и вращающегося с частотой, равной частоте естественной прецессии, произойдет уплощение конуса прецессии (рис. 1.7). Тогда результирующая составляющая магнитных моментов  $M$  окажется в плоскости  $X$ – $Y$  ( $M_z = 0$ ). Такой импульс носит название  $90^\circ$ , или  $\pi/2$ . Вращение вектора  $M$  называется поперечной намагниченностью и обозначается  $M_t$ . Одновременно происходит и другой процесс – фазирование спинов, т.е. переход вращения от рассыпного к компактному в плоскости  $X$ – $Y$ . С точки зрения квантовой физики, действие  $90^\circ$  импульса приводит к уравниванию верхнего и нижнего энергетических уровней.

В другом частном случае под действием поля с индукцией  $B_1$  произойдет переверачивание (вывертывание) конуса прецессии через плоскость  $X$ – $Y$  (рис. 1.8). Тогда результирующая составляющая магнитных моментов  $M$  окажется на оси  $Z$  ( $M_t = 0$ ). Такой импульс носит название  $180^\circ$ , или  $\pi$ . Нахождение вектора  $M$  на оси  $Z$  называется продольной намагниченностью и обозначается  $M_z$ . С точки зрения квантовой физики, действие  $180^\circ$  импульса приводит к переходу всех протонов на верхний энергетический уровень, т.е. к смене ориентации на антипараллельную.



а



б

Рис. 1.6. Влияние угла возбуждения на сигнал. а – маленький угол  $\alpha$ ; б – большой угол  $\alpha$ .

Антенна (приемная катушка) всегда расположена в плоскости, перпендикулярной направлению основного магнитного поля. Поэтому только поперечная намагниченность порождает сигнал в катушке, обозначаемый как сигнал спада свободной индукции (ССИ). Продольная намагниченность не порождает ССИ и отражает тепловое

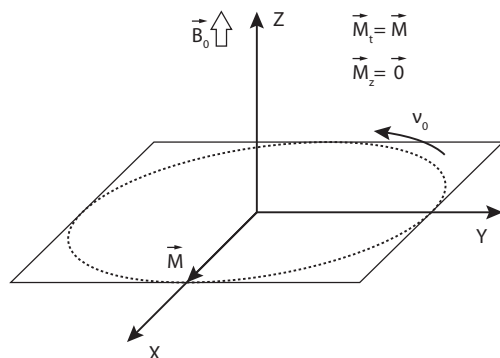


Рис. 1.7. Состояние после действия  $90^\circ$  импульса.

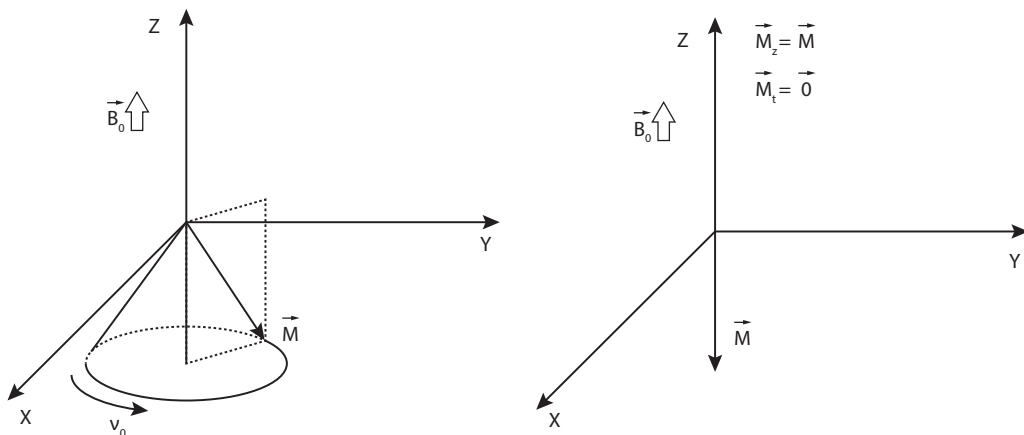


Рис. 1.8. Состояние после действия  $180^\circ$  импульса.

равновесие в системе протонов. После прекращения действия импульса спиновая система стремится в исходное устойчивое состояние. Переход спиновой системы в магнитном поле из возбужденного состояния в исходное называется релаксацией.

Рассмотрим действие  $90^\circ$  импульса (рис. 1.9). До его действия поперечная намагниченность ( $M_t$ ) равна 0, продольная ( $M_z$ ) максимальна. В момент действия импульса

поперечная намагниченность становится максимальной, продольная равна 0. Затем начинается процесс релаксации. Он происходит независимо по двум путям.

Первый связан с уменьшением величины поперечной намагниченности за счет расфазирования на отдельные магнитные моменты  $M$  от компактного вращения к рассыпному. Этот процесс обусловлен влиянием малых магнитных полей ядер (спин-

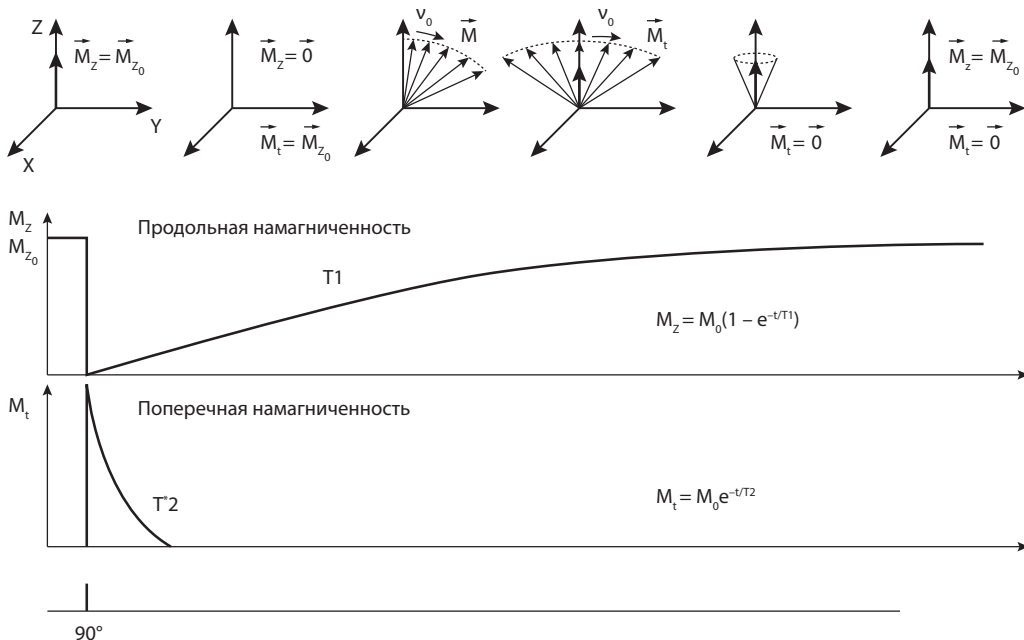


Рис. 1.9. Графическое описание намагниченности до и после действия  $90^\circ$  импульса.



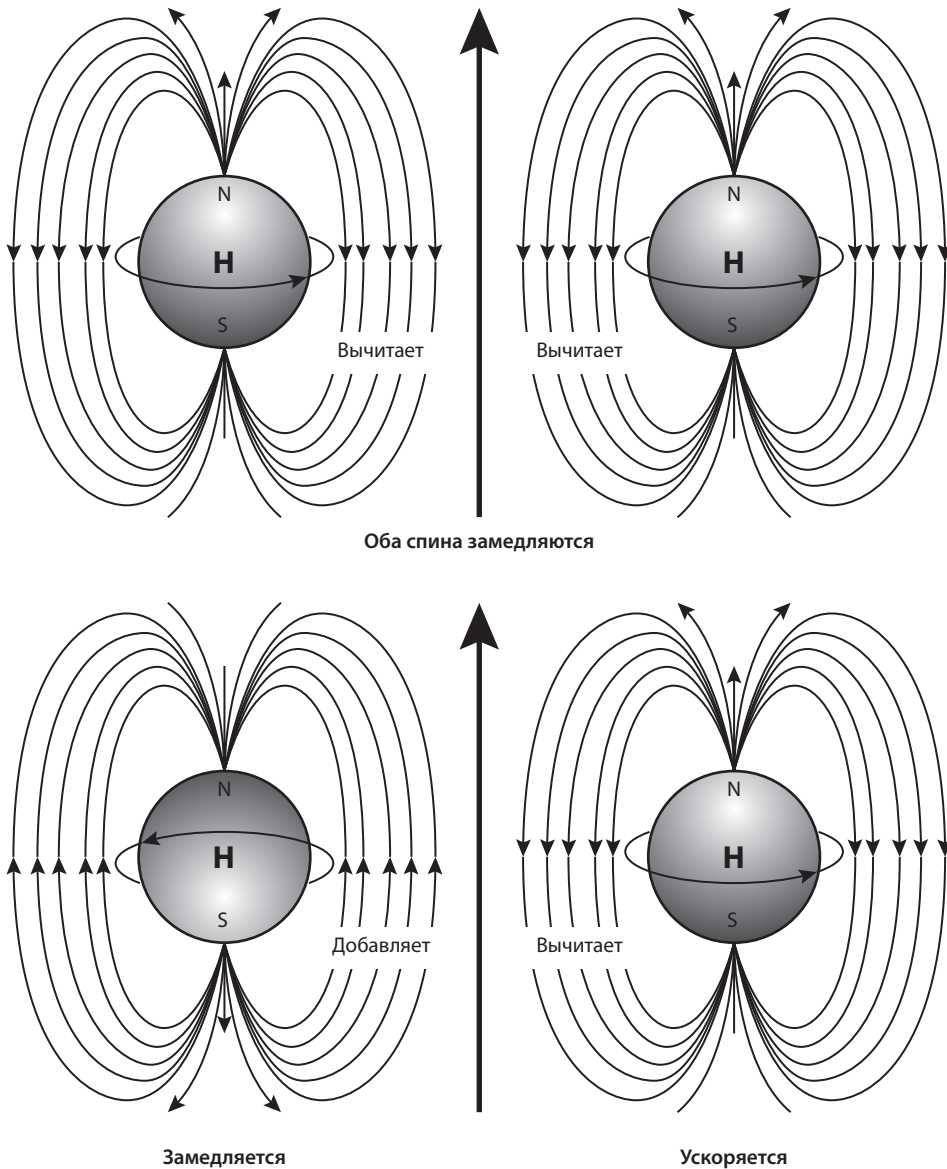


Рис. 1.10. Спин-спиновое взаимодействие.

спиновое взаимодействие) друг на друга (рис. 1.10).

Он отражает расфазировку системы, т.е. характеризует время релаксации  $T_2$ , в течение которого резонирующие ядра удерживают поперечную намагниченность. Этот тип релаксации называется спин-спиновой. За это время сигнал теряет 36,8% своего исходного значения.  $T_2$  зависит главным образом от внутренних свойств тканей.

У жидкостей  $T_2$  велико, у твердых тел оно короткое, так как межъядерное взаимодействие сильнее. В реальных условиях за счет неоднородности статического магнитного поля спин-спиновая релаксация протекает несколько быстрее и обозначается  $T_2^*$ . Если амплитуда ССИ зависит от протонной плотности, то его экспоненциальное затухание – от  $T_2$ . Колебание сигнала происходит с резонансной частотой. Отметим, что

ССИ – это сигнал в отсутствие магнитных градиентов.

Второй тип релаксации связан с восстановлением продольной намагниченности (теплового равновесия) путем обмена энергией с окружающей средой или, иначе говоря, «решеткой», в которой заключены ядра. Он происходит в результате беспорядочных столкновений между молекулами и носит название спин-решеточной релаксации. Время релаксации T1 – это время, требуемое для восстановления системой 63% равновесного значения после возбуждения ее 90° импульсом. Оно зависит от типа ядер (при МРТ практически имеем дело с ядрами водорода), резонансной частоты (в значительно большей степени, чем T2), температуры, вязкости, наличия крупных молекул, например белков, сокращающих

время релаксации, парамагнитных ионов и свободных радикалов. Парамагнитные ионы (Mn<sup>2+</sup>, Cu<sup>2+</sup>, Fe<sup>2+</sup>, Co<sup>3+</sup>), свободные радикалы, а также молекулярный кислород поглощают энергию и сокращают время релаксации. T1 ткани всегда существенно больше T2.

Каждой ткани присуще свое время релаксации, измеряя которое можно характеризовать эту ткань. На практике стараются получить изображение, которое по возможности зависит только от T1 или от T2. Соответственно, такое изображение называют T1-взвешенным (T1 ВИ) или T2-взвешенным (T2 ВИ). На T1 ВИ интенсивность сигнала от каждой ткани зависит от времени ее релаксации T1. На T2 ВИ интенсивность сигнала от каждой ткани зависит от времени ее релаксации T2.

# 2

## Магнитно-резонансное изображение

### Импульсные последовательности

Магнитно-резонансные томограммы получают с помощью импульсных последовательностей, представляющих собой радиочастотные и градиентные импульсы, интервалы между которыми (измеряемые в миллисекундах), амплитуда и форма определяют характеристики изображений. Любая импульсная последовательность состоит из модулей – подготавливающего (возбуждающего), считывающего и завершающего. В процессе подготовки радиочастотный импульс возбуждает систему. Угол возбуждения определяется амплитудой импульса. Второй радиочастотный или градиентный импульс рефазировывает систему. Поэтому условно все импульсные последовательности можно разделить на радиочастотные и градиентные, причем те и другие могут быть обычными и ускоренными. В процессе считывания происходит измерение сигнала. Завершающий модуль необходим для восстановления системы.

К радиочастотным импульсным последовательностям относят «спин-эхо» и «инверсия–восстановление». Импульсная последовательность «спин-эхо» (SE) представляет собой последовательность из  $90^\circ$  и  $180^\circ$  импульсов, которые вновь подаются через определенный интервал времени (TR) (рис. 2.1).  $90^\circ$  импульс приводит к возбуждению системы: продольная намагниченность ( $M_z$ ) переходит в плоскость X–Y, а поперечная намагниченность (Mx–y) начинает прецессировать с ларморовой частотой. Затем начинается релаксация. В условиях неоднородности магнитного поля (техническая неоднородность поля магнита и действие малых магнитных полей спинов друг на друга) расфазирование происходит с небольшой разницей в частоте прецессии отдельных спинов. При этом за время до поступления  $180^\circ$  импульса «быстрые» спины отклоняются на некоторый угол от «медленных», которые не успели релаксироваться до такой же степени.  $180^\circ$  импульс переворачивает конус прецессии, т.е. меняет направление

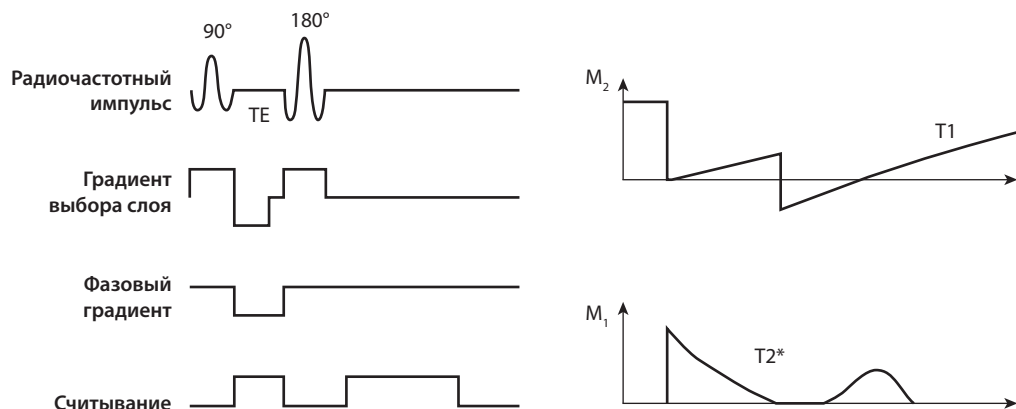


Рис. 2.1. Последовательность «спин-эхо» и графическое описание намагниченности.

прецессирования на противоположное. Тогда «быстрые» спины вновь догоняют «медленные» и в какой-то момент все они вновь оказываются в фазе, т.е. появляется поперечная намагниченность. Как следствие возникает сигнал в приемной катушке, обозначаемой ЭХО. От  $90^\circ$  импульса до ЭХО проходит время, равное  $2\tau$  и называемое эхо-задержкой (TE).

Считываемый сигнал в общем случае находится в сложной зависимости от времени релаксации T1 и T2 тканей, но поскольку T2 ткани всегда существенно меньше T1, можно получать томограммы, зависящие от одной из этих магнитных характеристик. При коротких TE (менее 30 мс) повторное фазирование большинства протонов не успевает произойти и сигнал практически не зависит от T2 тканей. В этом случае длительное TR определяет зависимость от протонной плотности, напротив, при коротком TR томограммы типично T1-зависимые (T1-взвешенные изображения – T1 ВИ).

Эффекты, связанные с уменьшением TR:

- сокращается время исследования;
- увеличивается T1-взвешенность; но при этом:
- снижается отношение сигнал/шум;
- уменьшается число срезов;
- увеличивается поглощенная энергия.

Получить T2-зависимые (T2-взвешенные изображения – T2 ВИ) можно лишь при достаточно больших TR (более 2000 мс) и TE (более 100 мс).

Современные МР-томографы позволяют подавать не один  $180^\circ$  импульс после  $90^\circ$ , а серию. Такой режим сканирования со «вставочными» рефокусирующими  $180^\circ$  импульсами называется мультиэхо (MSE), или – по первым буквам фамилий предложивших его авторов – CPMG (сокращение от Carr–Purcell–Meiboom–Gill). Совокупность рефокусирующих импульсов обозначается как эхотрейн (ETL – Echo Train Length). В этом режиме можно на одном уровне получить серию изображений от взвешенных по протонной плотности до T2 ВИ. Режим MSE дает возможность количественно определять T2 исходя из амплитуды сигналов в выбранной точке от каждого из изображений, что рассчитывается автоматически по формуле, заложен-

ной в программном обеспечении томографа. Кроме того, он применяется для сегментации k-пространства.

Импульсная последовательность восстановления с инверсией (IR – Inversion Recovery) представляет собой чередование упрещающего  $180^\circ$  импульса с  $90^\circ$  импульсом. Через интервал TR чередование этих импульсов повторяется. Подающийся первым инвертирующий радиочастотный  $180^\circ$  импульс поворачивает вектор суммарной намагниченности M против внешнего поля ( $-M_z$ ), т.е. переводит все спины в антипараллельное положение, не вызывая ответного сигнала в приемной катушке. Однако он создает отрицательную точку отсчета на оси Z, от которой начинается процесс спин-решетчатой релаксации. Через интервал TI (инверсионная задержка) следует считывающий  $90^\circ$  импульс. Вместо  $90^\circ$  импульса можно использовать градиентный  $\alpha$ -импульс, тогда последовательность станет градиентной. За период времени TI происходит восстановление продольной намагниченности. Степень восстановления зависит от T1 ткани. Изображения, получаемые в последовательности IR, отличаются сильной зависимостью от времени релаксации T1.

Изменение интервала TI, необходимого для восстановления, меняет интенсивность сигнала от тканей в серой шкале. Если TI короче времени релаксации T1 данной ткани, продольная намагниченность не успевает перейти через нулевую линию серой шкалы и эта ткань выглядит на МРТ темной. Для усиления T1 ВИ используют усложненный вариант IRSE, когда после  $90^\circ$  импульса следует еще один  $180^\circ$  импульс с таким же действием, как в последовательности «спин-эхо».

Последовательности восстановления с инверсией, в которых используются короткие TI, называются STIR (Short Time Inversion Recovery) (рис. 2.2).

Особенно важно для диагностики использование нулевой точки, когда при TI, равном  $ln2T1$  или  $0,69T1$ , ткань теряет свою контрастность. Таким путем можно подавить нежелательный сигнал от жира, так как он имеет короткое T1 (порядка 210–220 мс). TI выбирают в зависимости от магнитной

индукции томографа: для 1,5 Тл – 150 мс; 1,0 Тл – 140 мс; 0,5 Тл – 120 мс. Для подавления жира при смешанном STIR-TSE варианте исследования T1 выбирают на 20 мс короче, чем в классической STIR-последовательности. Эхо-задержка определяет ту или иную степень вклада спин-спиновой релаксации. Чаще применяется «T2-взвешенный» вариант STIR, с TE порядка 120–150 мс. Короткий турбофактор (3–4) и турбопрофиль типа «низкий–высокий» обеспечивают хорошую контрастность (см. ниже «Построение изображения»).

Жидкости, например ликвор, как и жир, также можно «занулить». Такой вариант последовательности восстановления с инверсией IR носит название FLAIR (Fluid Attenuation Inversion Recovery), т.е. импульсной последовательности с подавлением сигнала от движущихся жидкостей (рис. 2.3). Интервал TI для подавления сигнала от ликвора составляет около 2000 мс, в зависимости от магнитной индукции томографа. Для получения T2 ВИ TE выбирают порядка 130–150 мс. В последовательности FLAIR можно получить и T1 ВИ, что чаще бывает целесообразно при исследовании позвоночника и спинного мозга.

Возможно и «двойное зануление», когда в последовательность включают два интервала IR, подавляя при этом сигнал от двух тканей, например жира и ликвора.

Применение последовательности IR – как классической, так и модифицированной – весьма ограничено по ряду причин. Во-первых, сигнал от тканей с намагниченностью  $+M_z$  и  $-M_z$  оказывается одинаковым, так как в процессе считывания значение ее возводится в квадрат. Во-вторых, последовательность IR требует зазора между срезами не менее 50% его толщины. В-третьих, нежелательно использование IR с контрастными веществами, так как после сокращения T1 сигнал от патологической ткани может оказаться близким к 0 или равным ему. Поэтому более предпочтительны T1 ВИ в последовательности SE.

В *градиентных* (GRE) импульсных последовательностях (рис. 2.4) возбуждающий импульс ( $\alpha$ -импульс), как правило, меньше  $90^\circ$ . Оптимальный угол, обеспечивающий наибольшее восстановление продольной на-

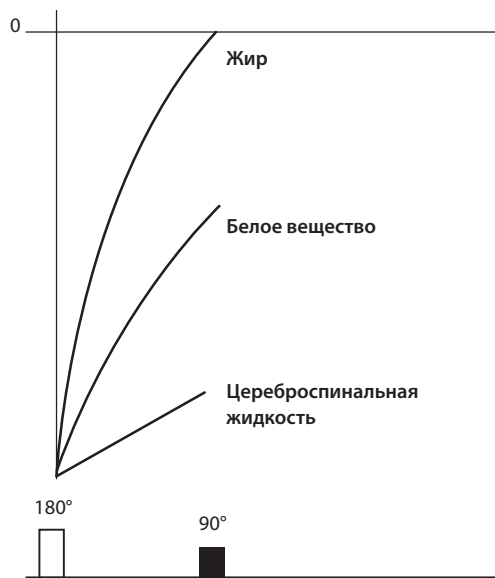


Рис. 2.2. Общий принцип последовательности STIR.

магниченности, называется углом Эрнста (Richard R. Ernst (род. в 1933), лауреат Нобелевской премии по химии 1991 г.). Угол Эрнста рассчитывается из равенства  $\cos \alpha =$

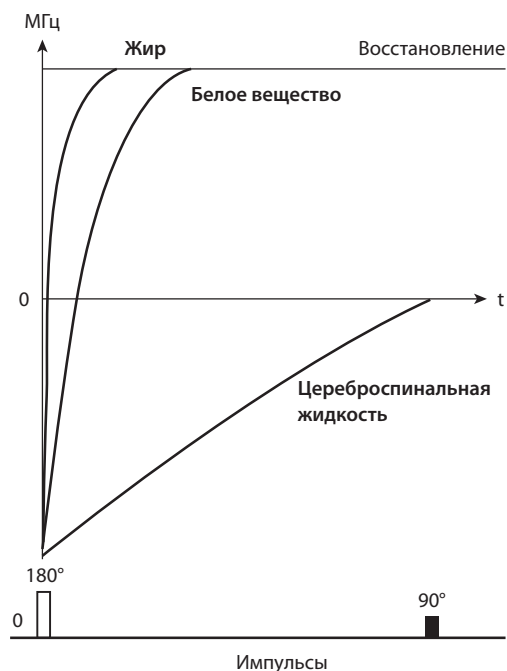


Рис. 2.3. Общий принцип последовательности FLAIR.

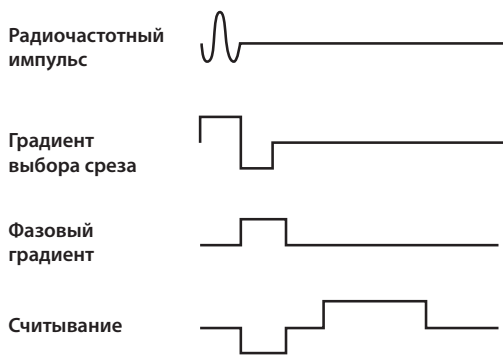


Рис. 2.4. Градиентная импульсная последовательность.

exp  $(-TR/T1)$ . В процессе считывания, которое происходит во время ССИ, подают дефазированный градиент, а затем – равный ему, но противоположно направленный рефазированный градиент. В результате формируется эхо. Завершающий модуль или отсутствует, или заполняется дополнительными импульсами, иногда и радиочастотными импульсами.

Различают градиентные последовательности, получаемые в равновесном состоянии, и градиентные последовательности, получаемые в неравновесном состоянии.

Если  $TR$  короче  $T1$  и  $T2$  ткани, после серии импульсов наступает равновесное состояние (steady state), при котором продольная и поперечная намагниченности сосуществуют. Поскольку «смешанная» взвешенность изображения нежелательна, устраняют поперечную либо продольную намагниченность.

Поперечную намагниченность удается устранить с помощью дополнительного градиента, разрушающего эхо. Он подается в завершающем модуле в направлении кодировки выбора слоя. Такая последовательность имеет следующие акронимы: FLASH (Siemens), SPGR (GE), T1-FFE (Philips), T1-FAST (Marconi), GE (Hitachi), FE (Toshiba). Ускоренный вариант получают сегментацией  $k$ -пространства (см. ниже).

Возможны два варианта получения T2 ВИ. При первом варианте для увеличения поперечной намагниченности в завершающем модуле в направлении кодировки фазы подают рефокусирующий градиент. С каждым последующим возбуждающим

импульсом остается избыточная поперечная (отчасти продольная) намагниченность. Выраженная T2-взвешенность достигается только при очень коротких значениях  $TR$  и  $TE$ . Акронимы такой последовательности: FISP (Siemens), GRASS (GE), FFE (Philips), GFEC (Hitachi). При втором варианте T2 ВИ строят из наложившихся друг на друга эхо от первого и последующих импульсов. Такое возможно только при малых углах возбуждения и очень коротких  $TR$ . Импульсные последовательности данного типа называют градиентными T2-взвешенными с усиленной контрастностью. Используются следующие акронимы: PSIF (Siemens), SSFP (GE), CE-T2-FFE (Philips). Данные импульсные последовательности, хотя и отличаются T2-взвешенностью, из-за низкого сигнала и выраженной чувствительности к двигательным артефактам практически не применяются.

Тип взвешенности градиентных последовательностей зависит не только от  $TR$  и  $TE$ , но и от угла возбуждения. Чем меньше угол возбуждения, тем больше взвешенность изображения по T2.

## Построение изображения

Благодаря импульсным последовательностям можно получить сигналы, исходящие от ядер. Но чтобы построить изображение, надо знать расположение этих ядер в объекте. Для этого используют градиенты. Градиенты представляют собой слабые магнитные поля, периодически накладываемые на основное поле. Значение этих градиентных полей обычно находится в пределах 10–45 мТл/м. Градиенты подаются в трех плоскостях. Стандартные кодировки представлены в таблице 1.

Одновременно с радиочастотным импульсом подается градиент выбора слоя (рис. 2.5). Градиент создает ступенчатую неоднородность поля. Только в одной из «ступенек» магнитная индукция соответствует резонансной частоте. В соседних «ступенях» она выше или ниже, и, следовательно, явление ядерно-магнитного резонанса в этих слоях будет отсутствовать. По этому градиенту выбирается срез в плоскости,

В целом интрамедуллярная патология встречается реже экстрамедуллярной. Причиной поражения спинного мозга может быть следующая интрамедуллярная патология:

- опухоли – астроцитомы, эпендимомы, олигодендроглиомы, ганглиоглиомы, гемангиобластомы, метастатические опухоли;
- сосудистые мальформации – артериовенозные, гемангиомы;
- инфаркт спинного мозга;
- воспалительные заболевания – первичные вирусные миелиты, демиелинизирующие процессы (рассеянный склероз, острый диссеминирующий энцефаломиелит), гранулематозные заболевания: саркоидоз и такие инфекции, как туберкулез, сифилис и паразитарные инвазии;
- сирингомиелия.

Диагностика интрамедуллярной патологии без МРТ крайне затруднительна и не точна. Расширение спинного мозга, видимое на миелограммах и КТ-миелограммах, лишь косвенно указывает на возможность патологического процесса. Оно имеется далеко не всегда, а само исследование сопровождается повышенным риском обострения неврологических симптомов и химиотоксического действия контрастного вещества. КТ с внутривенным контрастированием имеет диагностическую значимость только при гемангиобластоме и отчасти при сирингомиелии (феномен «позднего» заполнения кисты). КТ по своей эффективности несравнима с МРТ, так как последняя позволяет отчетливо дифференцировать спинной мозг с содержимым дурального мешка. Специфичность МРТ в распознавании различных патологических процессов очень высока.

Начинать МРТ лучше с получения T1 ВИ в сагиттальной плоскости. Эти изображения идеально отражают анатомию исследуемого

отдела спинного мозга, позволяют разграничить экстра- и интрамедуллярные процессы, выявить кисты и подострое кровоизлияние. Следующим этапом необходимо получить T2 ВИ в сагиттальной плоскости. Они наиболее чувствительны к опухоли, отеку и демиелинизации. Исследование аксиальных срезов обязательно на третьем этапе. При истинной сирингомиелии необходимо получить T1 ВИ на различных уровнях длинника кисты. При других заболеваниях предпочтительнее T2 ВИ. В спинном мозге очень трудно определить границы опухоли, цитотоксического и вазогенного отека, некротической и реактивной кисты. Поэтому при обследовании пациентов, у которых подозревают опухоль, необходимо получить также T1 ВИ после введения контрастного вещества.

### Интрамедуллярные опухоли

Интрамедуллярные опухоли составляют 10–20% всех интрадуральных образований. У взрослых интрамедуллярную локализацию имеют астроцитомы, миксопапиллярная эпендимома, гемангиобластома и метастатические опухоли; у детей – пилоцитарная астроцитомы, эпендимома, ганглиоглиомы.

**Астроцитомы** составляют 30–50% интрамедуллярных опухолей. Чаще всего спинальная астроцитомы относится к доброкачественному пилоцитарному подтипу (G I–II), низкокодифференцированная астроцитомы и глиобластома встречаются редко. Обычно наблюдается в детском или среднем возрасте одинаково часто у представителей обоего пола. Типичная локализация – верхнегрудной уровень, но возможна также астроцитомы шейной и шейно-краниальной локализа-

ции. Опухоль растет по длиннику спинного мозга, располагаясь чаще в задних его отделах, но встречается и экзофитный тип роста.

На МРТ отмечается локальное выпячивание спинного мозга, обусловленное наличием изо- или гипоинтенсивного образования на T1 ВИ; опухолевый узел, отек и киста могут быть одинаково гиперинтенсивны на T2 ВИ (рис. 19.1). Иногда киста отличается по сигналу от узла в связи с примесью в ней белка или крови. Узел хорошо контрастируется (рис. 19.2), часто имеет нечеткие границы и неоднородную структуру, придающую ему пятнистый вид. Реактивные кисты наблюдаются в 30% случаев, они расположены выше и/или ниже узла и не контрастируются. Некротические внутриопухолевые кисты контрастируются по периферии, причем при визуализации через 20–30 мин могут контрастироваться целиком.

**Эпендимома** – вторая по частоте после астроцитомы интрамедуллярная опухоль. Спинальную локализацию имеет треть эпендимом, 2/3 приходится на желудочки головного мозга. Опухоль встречается в любом возрасте, однако пик заболеваемости приходится на средний. Чаще развивается у мужчин. Типичная локализация у взрослых – область конского хвоста и терминальной нити. Эти эпендимомы относятся к миксопапиллярному подтипу. У детей эпендимомы имеют шейную и шейно-кра-



Рис. 19.1. МРТ спинного мозга. Интрамедуллярная астроцитома. T2 ВИ (сагиттальный срез).

ниальную локализацию. Эпендимомы растут медленно по длиннику спинного мозга, вызывая со временем эрозию ножек и задних сегментов тел позвонков. В аксиальной плоскости расположены центрально, симметрично занимая поперечник спинного мозга.

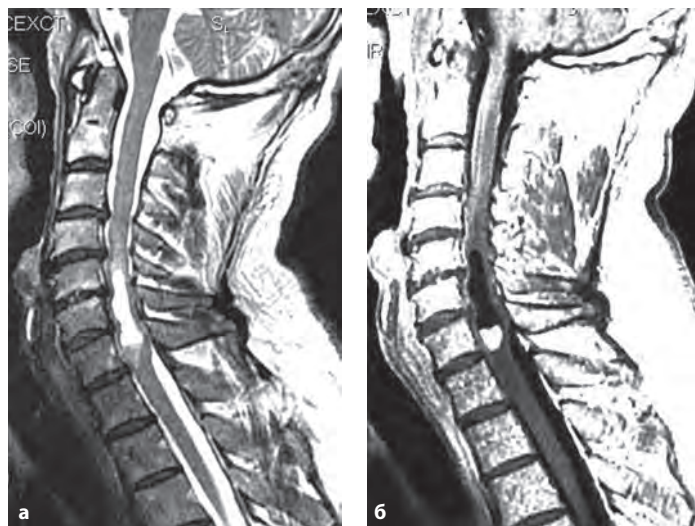
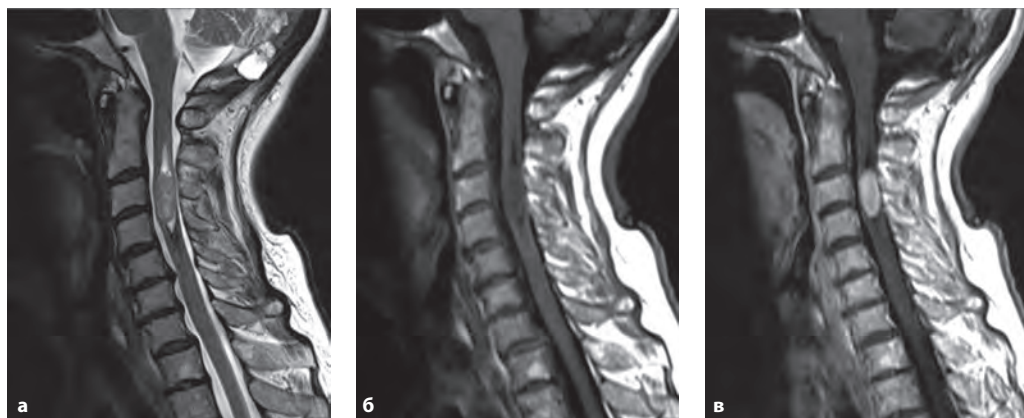


Рис. 19.2. МРТ спинного мозга с контрастированием (сагиттальные срезы). Интрамедуллярная астроцитома. а – T2 ВИ; б – T1 ВИ.





**Рис. 19.3.** МРТ шейного отдела спинного мозга (сагиттальные срезы). Эпендимома. *а* – Т2 ВИ; *б* – Т1 ВИ до контрастирования; *в* – Т1 ВИ после контрастирования.



**Рис. 19.4.** МРТ спинного мозга (сагиттальные срезы). Интрамедуллярная гемангиобластома шейного отдела спинного мозга. *а* – Т2 ВИ; *б* – Т1 ВИ до контрастирования; *в* – Т1 ВИ после контрастирования.

Реактивные кисты наблюдаются в 50% случаев, чаще, чем при астроцитомах.

Так же как и астроцитома, эпендимома гипоинтенсивна на Т1 ВИ и гиперинтенсивна на Т2 ВИ (рис. 19.3). Однако при эпендимоме чаще отмечаются кровоизлияния, которые обычно локализируются в области полюсов опухолевого узла. При контрастировании узел за счет капсулы имеет четко очерченные контуры.

**Гемангиобластома** встречается реже (около 2–6%), чем астроцитома и эпендимома. Чаще ее диагностируют у людей среднего возраста. Примерно в трети случаев она бывает проявлением болезни Гиппеля–Линдау, тогда она наблюдается у более молодого контингента пациентов и может быть множественной. Спинальная гемангиобластома сопровождается образованием реактивной кисты, которая напоминает сирингомиелическую.

При МРТ на Т1 ВИ выявляют узел, изо- или гипоинтенсивный по отношению

к спинному мозгу, и обширную кисту с ликворной или несколько повышенной интенсивностью сигнала (рис. 19.4). На Т2 ВИ иногда видны расширенные сосуды, особенно вдоль задней поверхности спинного мозга. После контрастирования узел становится ярким и приобретает четкие контуры (см. рис. 19.4).

**Метастазы** в спинной мозг встречаются очень редко. Из первичного узла они заносятся сюда гематогенным путем. Метастазы могут быть одиночными и множественными, иногда сочетаются с метастазами в позвонки.

## Сосудистые заболевания

Ткань спинного мозга, как и головного, при ишемии повреждается. Первичные инфаркты (инсульты) спинного мозга редки. Гораздо чаще ишемия развивается вторично при спондилогенной патологии, воспали-

# Приложения

## Приложение 1. Таблица акронимов

Импульсная последовательность	Производитель				
	GE	Hitachi	Philips	Siemens	Toshiba
<b>Радиочастотные</b>					
«Спин-эхо»	SE, MEMP, VEMP	SE	SE, MSE	SE	SE
Ускоренная «спин-эхо»	FSE	FSE	TSE	TSE	FSE
Ускоренная «спин-эхо» с сокращенной матрицей					
Гиперэхо				Hyper-echo	
3D ускоренная «спин-эхо» с изменяющимся углом	CUBE		VISTA	SPACE	
Ускоренная «спин-эхо» с равновесным углом 90°	FRFSE	Driven Equilibrium FSE	DRIVE	RESTORE	FSE T2 pulse
Инверсия-восстановление	IR, MPIR	IR	IR	IR	IR
Ускоренная инверсия-восстановление	Fast IR	FIR	IR TSE	TIR	
Инверсия-восстановление с короткой инверсионной задержкой	STIR	STIR	STIR	STIR	STIR
Инверсия-восстановление с длительной инверсионной задержкой	FLAIR	Fast FLAIR	FLAIR	Turbo Dark Fluid	
Истинная инверсия-восстановление	T1 FLAIR	T1 FLAIR	Real IR	True IR	
<b>Градиентные</b>					
Градиентное эхо	GRE	GE	FFE	GRE	Field Echo
Градиентная T2 (когерентное градиентное эхо)	GRASS, FGR, FMPGR	Rephased SARGE, GFEC	FFE	FISP	Field Echo
Градиентная T1 (некогерентное градиентное эхо)	SPGR, FSPGR	GE/GFE	T1 CE-FFE		Field Echo
Градиентная T1 (разрушенная поперечная намагниченность)	MPGR	GRE		FLASH	Field Echo
T2 с устойчивым состоянием свободной прецессии	SSFP, DE FGR	Time Reversed SARGE	T2 CE-FFE	PSIF	
Сбалансированная T2 (истинная FISP)	FIESTA	BASG	Balanced FFE	TrueFISP	True SSFP
Истинная FISP с двумя возбуждающими импульсами	FIESTA-C			CISS	
Устойчивое состояние с двумя эхо				DESS	
Комбинация из многих эхо	MERGE			MEDIC	
Сверхбыстрые градиентные эхо	Fast GRE, Fast SPGR (IR/DE prep)	RGE	TFE	Turbo-FLASH	Fast FE

Импульсная последовательность	Производитель				
	GE	Hitachi	Philips	Siemens	Toshiba
3D сверхбыстрая градиентная	3D FGRE, 3D Fast SPGR	MPRAGE	3D TFE	MPRAGE	
Градиентная с интерполяцией объема	LAVA XV FAME	TIGRE	THRIVE	VIBE	
Эхо-планарные	EPI	EPI	EPI	EPI	EPI
Комбинация SE и градиентной	Turbo-GSE, TGSE		GRASE	GRASE	Hybrid EPI
Диффузионно-взвешенная	DWI	DWI	DWI	DWI	DWI
Относительный коэффициент диффузии	ADC	ADC Map	ADC	ADC	ADC
Напряжение диффузии	Diffusion Tensor Imaging		Diffusion Tensor Imaging	DTI	DTI
Трактография	FiberTrak		FiberTrak	DTI Tractography	
Спектральное подавление сигнала от жира	FatSat/Chem Sat	FatSat	SPIR, ProSet, SPAIR	FatSat	MSOFT
Разделение воды и жира	IDEAL		FatSep	DIXON	
<b>Коррекция двигательных артефактов</b>					
1D навигаторная для исследования сердца	Navigators		Navigators	1D PACE	
2D навигаторная для исследования брюшной полости				2D PACE	
Коррекция движения радиальным методом	PROPELLER			BLADE	
<b>MP-ангиографические</b>					
Фазово-контрастная	PCA	VENC	PCA	PCA	
На основе времени прохождения				TOF	
Динамическая МРА с манипуляцией с к-пространством	TRICKS-XV			TWIST	
<b>Параллельная методика</b>	ASSET	SPEEDER	SENSE	iPAT	RAPID
<b>Алгоритм на основе изображения</b>	SENSE	SENSE	SENSE	mSENSE	SENSE
<b>Алгоритм на основе к-пространства</b>	ARC			GRAPPA	

## Приложение 2. Гистологическая классификация опухолей центральной нервной системы (ВОЗ, 2007)

Морфологические коды заболеваний представлены в Международной классификации онкологических заболеваний (ICD-O-4). Топографические коды представлены в Международной классификации болезней, травм и причин смерти (ICD-10).

### Опухоли нейроэпителиальной ткани

#### ■ Астроцитарные опухоли:

- пилоцитарная астроцитомы
- пиломиксоидная астроцитомы
- субэпендимальная гигантоклеточная астроцитомы
- плеоморфная ксантоастроцитомы

- диффузная астроцитома (включая фибриллярную, протоплазматическую и гемистоцитарную)
- анапластическая астроцитома
- глиобластома (включая гигантоклеточную глиобластому и глиосаркому)
- глиоматоз мозга

#### ■ Олигодендроглиальные опухоли:

- олигодендроглиома
- анапластическая олигодендроглиома

#### ■ Олигоастроцитарные опухоли:

- олигоастроцитома
- анапластическая олигоастроцитома

#### ■ Эпендимальные опухоли:

- субэпендимома
- миксопапиллярная эпендимома
- эпендимома (включая клеточную, папиллярную, светлоклеточную и таницитарную)
- анапластическая эпендимома

#### ■ Опухоли сосудистого сплетения:

- папиллома сосудистого сплетения
- атипичная папиллома сосудистого сплетения
- карцинома сосудистого сплетения

### Другие нейроэпителиальные опухоли

- астробластома
- хориоидная глиома сосудистого сплетения III желудочка
- ангиоцентрическая глиома

#### ■ Нейрональные и смешанные нейронально-глиальные опухоли (может присутствовать некоторый глиальный компонент):

- диспластическая ганглиоцитома мозжечка (болезнь Лермитта–Дюкло)
- десмопластическая детская астроцитома/ганглиоглиома
- дисэмбриопластическая нейроэпителиальная опухоль
- ганглиоцитома

- ганглиоглиома
- анапластическая ганглиоглиома
- центральная нейроцитома
- экстравентрикулярная нейроцитома
- мозжечковая липонейроцитома
- папиллярная глионейрональная опухоль
- розеткообразующая глионейрональная опухоль IV желудочка
- параганглиома

#### ■ Опухоли шишковидной железы:

- пинеоцитома
- опухоль шишковидной железы промежуточной дифференциации
- пинеобластома
- папиллярная опухоль области шишковидной железы

#### ■ Эмбриональные опухоли:

- медуллобластома:
  - десмопластическая/нодулярная медуллобластома
  - медуллобластома с выраженной нодулярностью
  - анапластическая медуллобластома
  - крупноклеточная медуллобластома
  - меланотическая медуллобластома
- примитивные нейроэктодермальные опухоли ЦНС (PNET):
  - нейробластома ЦНС
  - ганглионейробластома ЦНС
  - медуллоэпителиома
  - эпендимобластома
- атипичная тератоидная/рабдоидная опухоль

### Опухоли черепных и спинальных нервов

- шваннома (неврилеммома, невринома):
  - клеточная
  - плексиформная
  - меланотическая
  - нейрофиброма:
    - плексиформная
- периневрома:
  - интраневральная периневрома
  - злокачественная периневрома
- злокачественная опухоль периферического нерва:
  - эпителиоидная