

Содержание

Введение	4
Сокращения	5
Часть I. Физико-технические основы магнитно-резонансной томографии	6
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
Часть II. Магнитно-резонансная томография головного мозга	40
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
Часть III. Магнитно-резонансная томография позвоночника и спинного мозга ...	186
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. Экстрамедуллярная интрадуральная патология	221
19. Интрамедуллярная патология	234
20. Спинальная травма	244
Приложения	250
Литература	254

Введение

С момента издания монографии А.В.Холина «Магнитно-резонансная томография при заболеваниях центральной нервной системы» (2007) прошло уже почти восемь лет. Прогресс в медицине – особенно в лучевой диагностике – происходит очень быстро. С тех пор изменились представления о многих заболеваниях, классификации, методы лечения. Магнитно-резонансная томография (МРТ) была существенно усовершенствована, ее возможности расширились, появились новые ее технологии и области применения, уточнена семиотика ряда заболеваний. МРТ остается на первых позициях в исследовании ЦНС, даже несмотря на новые возможности мультиспиральной компьютерной томографии (КТ), радионуклидной диагностики и УЗИ. Во многих случаях алгоритм обследования включает несколько методов, каждый из которых по-своему обогащает данные о состоянии пациента, характере его болезни. Все это побудило написать новую монографию, принципиально отличную от предшествовавшей. Она может служить учебником для начинающих лучевых диагностов и в то же время быть востребованной в качестве руководства опытными врачами. Книга, несомненно, окажется полезной невропатологам и нейрохирургам и поможет им лучше представлять возможности и ограничения метода.

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

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) – спинное 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 ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P , будут также иметь нечетное значение спинового квантового

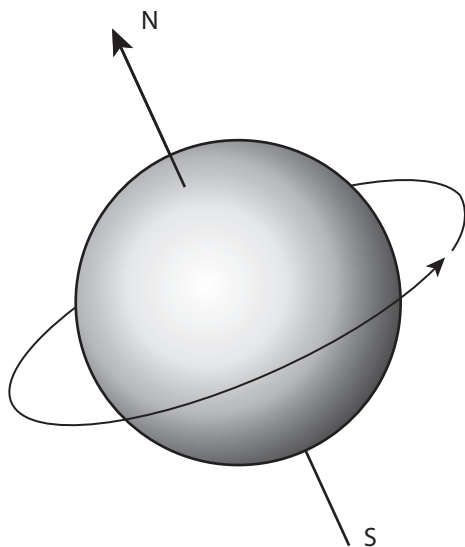


Рис. 1.1. Индукция магнитного поля вокруг заряженной частицы.

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.

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

где $\hbar$ – постоянная Планка; γ – 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

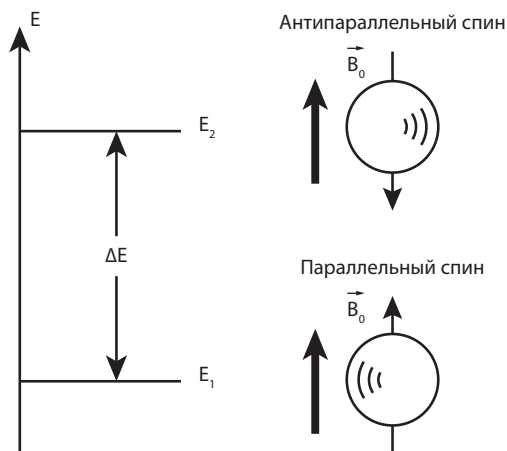


Рис. 1.2. Квантовое описание поведения протонов в магнитном поле.

ориентацию на антипараллельную. Ту же формулу можно записать иначе:

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

где 2π – угол поворота на 180° ; ν_0 (иногда обозначается значком η или ω) – 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

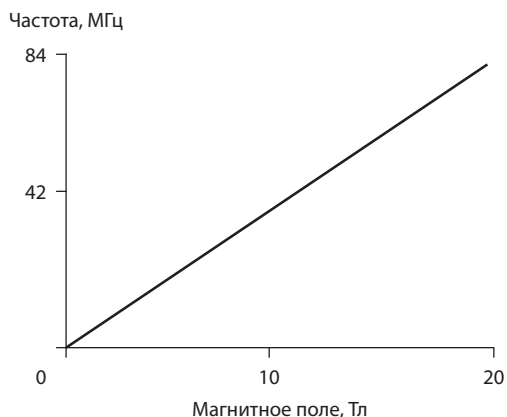


Рис. 1.3. График зависимости ларморовой частоты от индукции магнитного поля (пропорция Лармора).

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

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

где γ – резонансная частота (МГц); ω (или ν_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 ν_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 разное 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-

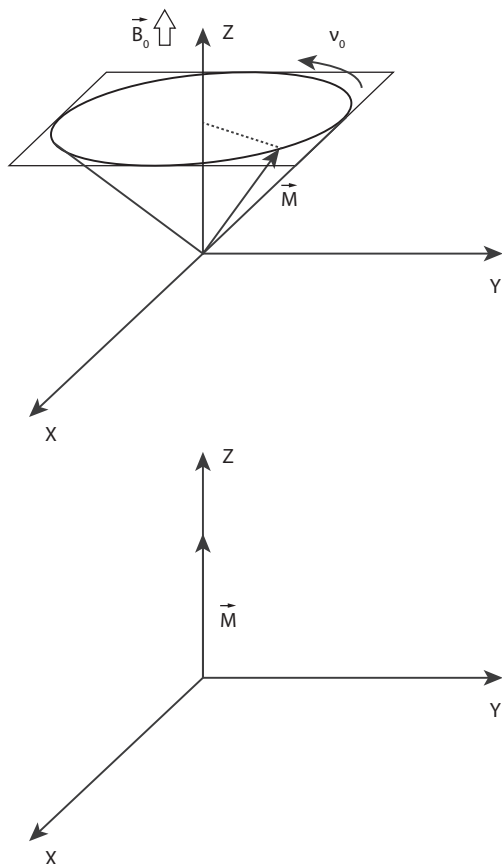


Рис. 1.4. Графическое описание прецессии вектора M спинирующего ядра (вверху) и результирующей составляющей магнитных моментов (внизу).

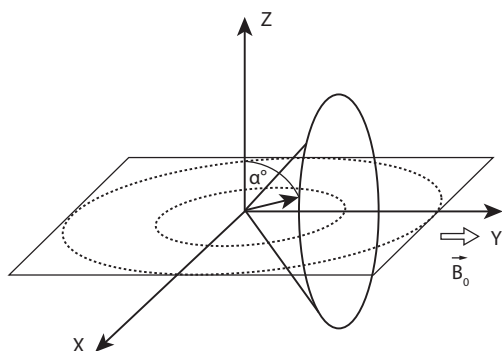
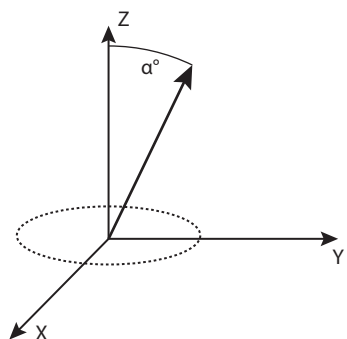


Рис. 1.5. Действие возбуждающего импульса B_1 .

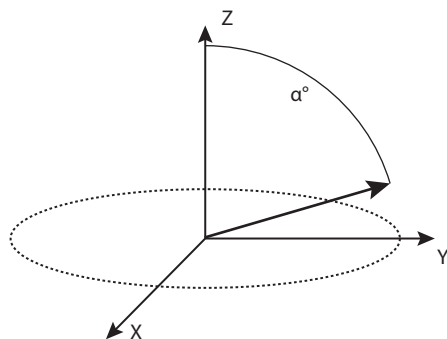
зультирующая составляющая магнитных моментов M образует с осью Z угол, называемый углом возбуждения (α или ϕ). Угол возбуждения зависит от количества энергии, передаваемой радиочастотным импульсом (рис. 1.6).

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° , 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° импульса приводит к уравниванию верхнего и нижнего энергетических уровней.

В другом частном случае под действием поля с индукцией B_1 произойдет переворачивание (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° , или π . Нахождение вектора M на оси Z называется продольной намагниченностью и обозначается M_z . С точки зрения квантовой физики, действие 180° 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 α ; б – большой угол α .

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

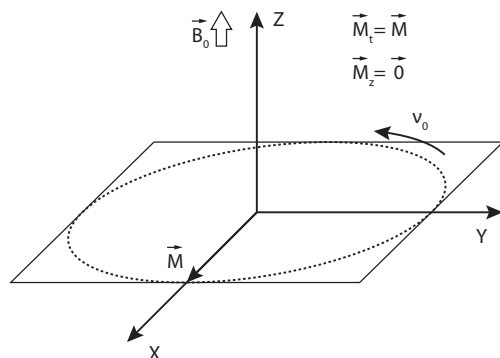


Рис. 1.7. Состояние после действия 90° импульса.

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° и 180° импульсов, которые вновь подаются через определенный интервал времени (TR) (рис. 2.1). 90° импульс приводит к возбуждению системы: продольная намагниченность (M_z) переходит в плоскость X–Y, а поперечная намагниченность (M_x – 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° импульса «быстрые» спины отклоняются на некоторый угол от «медленных», которые не успели релаксироваться до такой же степени. 180° импульс переворачивает конус прецессии, т.е. меняет направление

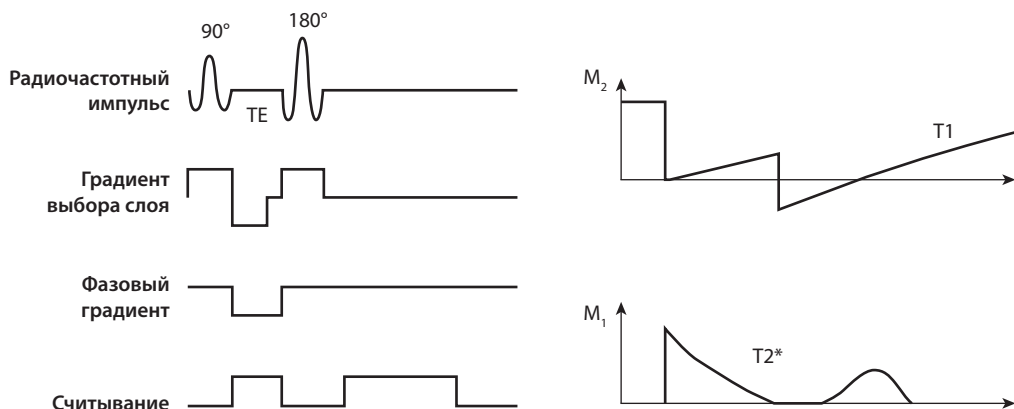


Рис. 2.1. Последовательность «спин-эхо» и графическое описание намагниченности.

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° импульса до ЭХО проходит время, равное 2τ и называемое эхо-задержкой (TE).

Считываемый сигнал в общем случае находится в сложной зависимости от времени релаксации T_1 и T_2 тканей, но поскольку T_2 ткани всегда существенно меньше T_1 , 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 T_2 тканей. В этом случае длительное TR определяет зависимость от протонной плотности, напротив, при коротком TR томограммы типично T_1 -зависимые (T_1 -взвешенные изображения – T_1 ВИ).

Эффекты, связанные с уменьшением TR:

- сокращается время исследования;
- увеличивается T_1 -взвешенность; но при этом:
- снижается отношение сигнал/шум;
- уменьшается число срезов;
- увеличивается поглощенная энергия.

Получить T_2 -зависимые (T_2 -взвешенные изображения – T_2 ВИ) можно лишь при достаточно больших TR (более 2000 мс) и TE (более 100 мс).

Современные МР-томографы позволяют подавать не один 180° импульс после 90° , а серию. Такой режим сканирования со «вставочными» рефокусирующими 180° 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 T_2 ВИ. Режим MSE дает возможность количественно определять T_2 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 к-пространства.

Импульсная последовательность восстановления с инверсией (IR – Inversion Recovery) представляет собой чередование упреждающего 180° импульса с 90° импульсом. Через интервал TR чередование этих импульсов повторяется. Подающийся первым инвертирующий радиочастотный 180° 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 T_I (инверсионная задержка) следует считывающий 90° импульс. Вместо 90° импульса можно использовать градиентный α -импульс, тогда последовательность станет градиентной. За период времени T_I происходит восстановление продольной намагниченности. Степень восстановления зависит от T_1 ткани. Изображения, получаемые в последовательности IR, отличаются сильной зависимостью от времени релаксации T_1 .

Изменение интервала T_I , необходимого для восстановления, меняет интенсивность сигнала от тканей в серой шкале. Если T_I короче времени релаксации T_1 данной ткани, продольная намагниченность не успевает перейти через нулевую линию серой шкалы и эта ткань выглядит на МРТ темной. Для усиления T_1 ВИ используют усложненный вариант IRSE, когда после 90° импульса следует еще один 180° импульс с таким же действием, как в последовательности «спин-эхо».

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

Особенно важно для диагностики использование нулевой точки, когда при T_I , равном $\ln 2 T_1$ или $0,69 T_1$, ткань теряет свою контрастность. Таким путем можно подавить нежелательный сигнал от жира, так как он имеет короткое T_1 (порядка 210–220 мс). T_I 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 (α -импульс), как правило, меньше 90° . Оптимальный угол, обеспечивающий наибольшее восстановление продольной на-

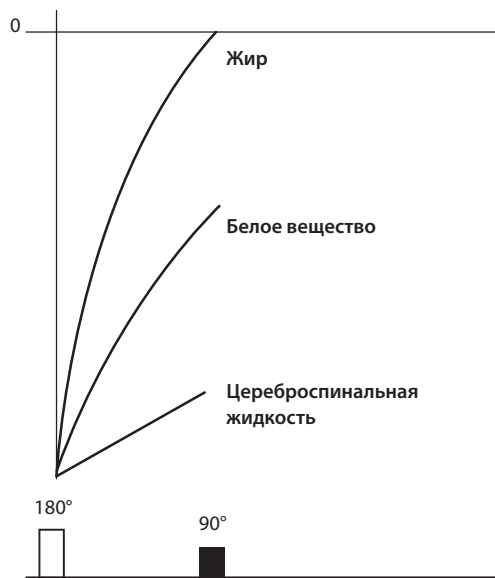


Рис. 2.2. Общий принцип последовательности STIR.

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

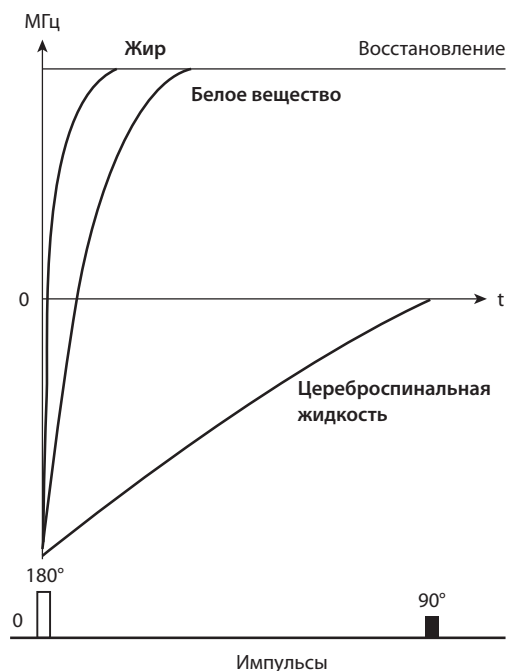


Рис. 2.3. Общий принцип последовательности FLAIR.

МР-диффузия

Получение изображений методом диффузии было разработано Le Bihan (1986) и Moseley (1990). В основе диффузии лежит броуновское движение — хаотичное движение мелких частиц, взвешенных в жидкости или газе, происходящее под влиянием теплового движения молекул. В тканях тела броуновское движение отчасти подавляется за счет тканевых компонентов — крупных молекул, внутриклеточных структур, клеточных мембран и стенок. В большинстве тканей диффузия носит разнонаправленный характер (изотропна), но в хорошо структурированных тканях, например белом веществе мозга, диффузия воды относительно однородна вдоль вокселя. Движение молекул можно охарактеризовать коэффициентом диффузии. Измерение диффузии возможно только при сильных градиентах. Градиент прикла-

дывают к спинам, определенным образом расположенным в пространстве. К моменту подачи следующего градиента (тысячные доли секунды) происходит смещение отдельных спинов в пространстве.

Для получения диффузионно-взвешенного изображения необходимы МР-томограф с индукцией магнитного поля 1,5 или 3 Тл, градиент 20–60 мТл/м, скорость нарастания градиента 120 мТл/м/с. Наиболее сложная задача при получении диффузионно-взвешенных изображений состоит в устранении двигательных артефактов. Поэтому сигнал следует регистрировать либо с помощью ультрабыстрой импульсной последовательности, такой как EPI (TR/TE = 6000/100 мс, матрица 128×128, толщина срезов 5 мм, фактор диффузии $b = 1000$ с/мм²), либо с коррекцией положения объекта, как в навигации. Тот и другой подход имеют свои достоинства и недостатки. Качество изображения лучше при навигации, но получение изображения занимает существенно больше времени и требует кардиосинхронизации.

Диффузионно-взвешенное изображение делают зависимым от T2, причем оно отражает либо истинную диффузию (DWI или ДВИ), либо относительный коэффициент диффузии (ADC или ИКД). В зонах снижения коэффициента диффузии (наблюдаемого, например, в первые сутки острого нарушения мозгового кровообращения) сигнал становится ярче (рис. 4.1). Фактор диффузии b должен быть оптимальным. Чем он больше, тем ликвор темнее (рис. 4.2). Карту диффузии (ADC) получают путем сравнения изображений с разным фактором b . Ликвор, отек и зона некроза на таких изображениях отличаются ярким сигналом (рис. 4.3).

Диффузия может быть ограниченной в определенном направлении. Так, поперек

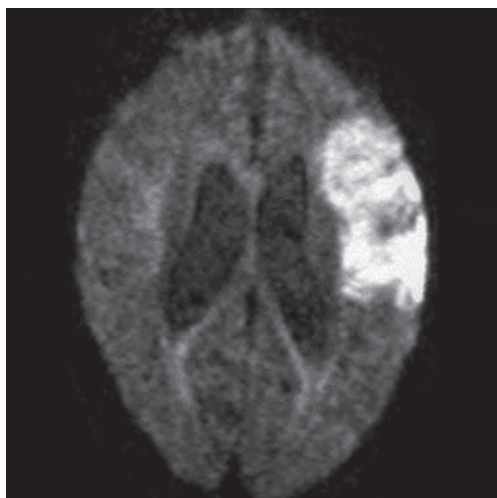


Рис. 4.1. МРТ головного мозга. ДВИ при остром инсульте.

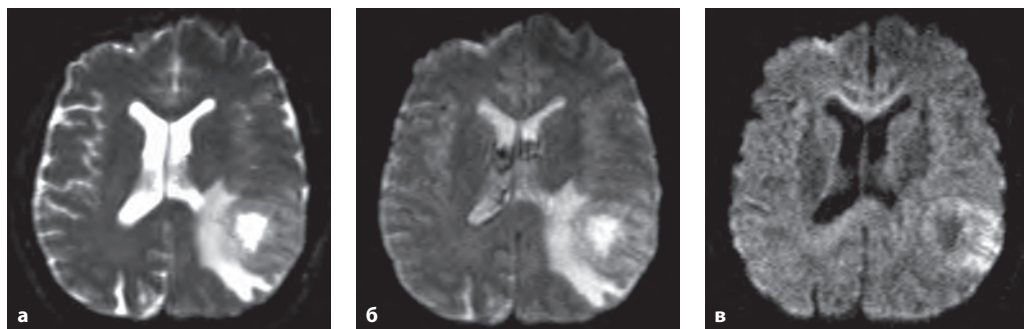


Рис. 4.2. МРТ головного мозга. Глиобластома. ДВИ с разными факторами диффузии b : а – 0; б – 300; в – 1200.

аксона она меньше, чем вдоль него. Это связано с наличием миелиновых мембран. Чтобы анизотропия диффузии не сказывалась на ADC, измерение должно быть комбинированным по трем разным направлениям. Такой подход, предложенный Basser и соавт. (1994), получил название «определения диффузионного тензора» (DTI – Diffusion Tensor Imaging). Если диффузия изотропна, ее упругость имеет форму шара. Если она больше в каком-либо из направлений, то приобретает форму эллипса. Эллиптическая модель диффузии носит упрощенный характер, так как тканевые волокна пересекаются.

Получить МРТ, отражающие диффузионный тензор, технически сложнее, чем обычные ДВИ. С другой стороны, определение соотношения длинной и короткой осей эллипса диффузии позволяет строить карты тканевых волокон (трактография мозга). Метод многонаправленной диффузии с последующим вычислением тензора диффузии открывает перспективу изучения структурной организации мозга (рис. 4.4, см. цв. вкл.). В какой-то степени МРТ с вычислением диффузионных тензоров дополняет функциональную МРТ (фМРТ). Главными параметрами, определяемыми при вычислении диффузионных тензоров, являются коэффициент фракционной анизотропии (КФА) и средний коэффициент диффузии. Постпроцессорная обработка включает построение карт фракционной анизотропии (FA-map), в том числе цветных – как плоскостных, так и трехмерных.

МРТ с определением диффузионных тензоров перспективна не только в изучении

организации мозга, но и архитектоники сердечной мышцы.

Перфузионная магнитно-резонансная томография

Перфузионные методики нашли широкое применение в радионуклидной диагностике и рентгеновской КТ. При любой перфузионной методике исходят из того, что метка какое-то время находится в кровеносном русле, не выходя в межклеточное пространство. Перфузионная МРТ привлекает хорошей разрешающей способностью.

Принцип болюсного введения метки един для всех перфузионных диагностических

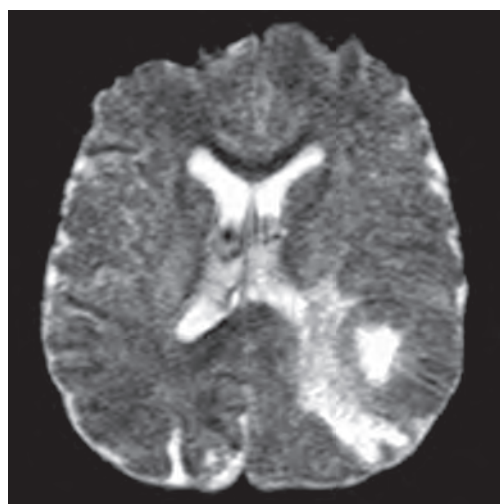


Рис. 4.3. МРТ головного мозга. Глиобластома. Карта ИКД.

методов. Контрастное вещество (соединения гадолиния в случае МРТ) вводят внутривенно и одновременно сканируют зону интереса. В момент прохождения болюса гадолиниевого контрастного вещества по сосуду оно изменяет магнитное поле вокруг себя, снижая интенсивность сигнала. Степень снижения сигнала пропорциональна уровню кровотока. Поскольку процесс этот имеет определенную протяженность во времени, можно построить кривую зависимости интенсивности сигнала от времени. Получаемые показатели существенно зависят от техники болюсного введения (количества контрастного вещества, скорости его введения и его парамагнитных характеристик) и показателей гемодинамики (сердечный выброс, общий объем крови). Поэтому они не подлежат сравнению. Данные подвергают математической обработке для определения регионарного объема циркулирующей крови (rCBV), регионарной объемной скорости кровотока (rCBF), средней продолжительности прохождения контрастного вещества (MTT), времени достижения пиковой концентрации контрастного вещества (TTP).

Динамическое исследование должно осуществляться за короткое время. Так, болюс проходит через мозг примерно через 18 с после введения. Обычно используют T2*-взвешенную градиентную последовательность. В зоне интереса в момент прохождения болюса сигнал снижается за счет парамагнитного эффекта контрастного вещества. Определение перфузионных показателей возможно и по T1 ВИ. Их можно получить за более короткое время и при меньшем расходе контрастного вещества, но при исследовании мозга на них больше сказывается влияние нарушения гематоэнцефалического барьера.

Перфузию тканей можно изучать и по обычной, нединамической методике. Для этого получают T1 ВИ до введения контрастного вещества и через 30 мин после его введения, когда достигнута равновесная концентрация. Последующее вычитание интенсивности сигнала первого изображения из интенсивности сигнала второго и нормирование по пикселям, отображающим кровь (например, в сагиттальном синусе), дает

возможность построить карту абсолютного объема крови в мозге. На такой карте значения представлены в объемных процентах, которые можно пересчитать в миллилитры на 100 г мозга путем нормирования плотности мозговой ткани (1,04 г/мл) и умножения на 100. Нединамическая методика имеет ряд недостатков: низкое отношение сигнал/шум после вычитания, артефакты от движения пациента и неточность в зонах нарушения гематоэнцефалического барьера. Поэтому данная методика неприменима при инсультах и опухолях.

Еще один вариант изучения перфузии заключается в «мечении спинов» протонов, втекающих в поле обзора (например, методика EPISTAR), или непосредственно специальным инвертирующим радиочастотным импульсом в поле обзора (методика FLAIR).

Изучение ликвородинамики

Визуальная оценка состояния ликворной системы и измерение ширины желудочков могут быть дополнены функциональным исследованием. Чаще других применяется методика фазово-контрастной МРТ с кардиосинхронизацией. Параметр кодирования скорости (Venc) для цереброспинальной жидкости гораздо ниже, чем в артериях, и составляет порядка 5–20 см/с. Набор изображений ликворной системы, полученный в аксиальной плоскости, затем может быть обработан (Flow Analysis) для получения количественных параметров скоростей ликворотока.

Альтернативой фазово-контрастной методике может быть методика Time-SLIP, при которой получают серию ликворограмм в разных точках цикла ЭКГ.

Функциональная магнитно-резонансная томография

Как уже упоминалось, на интенсивность сигнала при МРТ влияет целый ряд тканевых магнитных характеристик. Два фактора тканевой контрастности – когерентность фазы в связи с различной магнитной восприимчивостью тканей и эффект втекания

Экстрamedулярная интрадуральная патология вместе с экстрадуральной компрессией спинного мозга грыжами диска является главной причиной миелопатии. Эта патология включает:

- опухоли — невриномы и нейрофибромы, менингиомы, лептоменингеальные метастазы, гранулоцитарные саркомы;
- аномалии развития — эпидермоидные, дермоидные, энтерогенные и арахноидальные кисты;
- воспалительные процессы — менингит, арахноидит; очень редко — паразитарные кисты;
- сосудистые мальформации — пияльные и дуральные.

Рентгенография обычно не позволяет диагностировать процессы, локализующиеся в дуральном мешке. Лишь на поздней стадии могут быть неспецифические костные проявления опухолевого роста: расширение межпозвонкового отверстия, эрозия ножки и задней поверхности тела позвонка. Миелография инвазивна и недостаточно специфична. Полный блок и дефекты наполнения могут быть обусловлены не только опухолью. КТ явно уступает МРТ в оценке компрессии спинного мозга, а КТ-миелография не является рутинным методом исследования.

На сегодняшний день при клинических симптомах компрессии спинного мозга методом выбора считается МРТ. Стандартный протокол исследования на первом этапе включает получение T1 ВИ и T2 ВИ в сагиттальной плоскости. Если выявлено объемное образование, на следующем этапе получают МРТ в аксиальной плоскости, на уровне подозреваемого патологического очага. Для сагиттальных срезов достаточна толщина 4 мм, аксиальных — 3–4 мм в груд-

ном и поясничном отделах и 3 мм — в шейном. На последнем этапе в зависимости от полученных результатов рекомендуется проанализировать T1 ВИ с контрастированием.

Экстрamedулярные интрадуральные опухоли

Общая частота экстрамедулярных опухолей составляет около 3 случаев на 100 тыс. населения. У взрослых соотношение экстра- и интрамедулярных опухолей в процентах составляет 70/30, у детей — 50/50. В интрадуральном пространстве чаще всего образуются доброкачественные опухоли. В большинстве случаев это менингиомы и невриномы. Гораздо реже встречаются нейрофибромы, эпендимомы, параганглиомы и гранулоцитарные саркомы.

Невриномы (шванномы) и нейрофибромы составляют примерно половину опухолей данной локализации и 35% всех спинальных опухолей. Невриномы обычно исходят из задних корешков, точнее, из шванновских клеток (леммоцитов) их оболочек. Диагностируют невриномы в возрасте 20–50 лет, у мужчин они проявляются несколько в более молодом возрасте, чем у женщин. Невриномы почти всегда одиночные, инкапсулированные, располагаются в любом отделе, но чаще в поясничном или верхнем шейном. Множественные невриномы встречаются исключительно редко, например при нейрофиброматозе II типа (рис. 18.1). Нейрофибромы состоят из шванновских клеток и фибробластов, некоторые окружают задний корешок. Они почти всегда множественные и связаны с нейрофиброматозом I типа (болезнь Реклингхаузена).



Рис. 18.1. МРТ позвоночника. Нейрофиброматоз II типа. Множественные невриномы (стрелки). T1 ВИ с контрастированием.

От 2 до 12% нейрофибром перерождаются, превращаясь в нейрофибросаркомы. Несмотря на различие в гистологическом строении, характер роста этих опухолей одинаковый. Около 15% из них распространяются в экстрадуральное пространство через одно или несколько межпозвонковых отверстий, приобретая вид «песочных часов» (рис. 18.2). Такой тип роста особенно типичен для шейной локализации. На рентгенограммах о росте по типу «песочных часов» говорит расширение межпозвонкового отверстия и эрозия ножки дуги позвонка. Клинические проявления неврином и нейрофибром состоят в радикулопатическом и миелопатическом синдромах.

На T1 ВИ как невриномы, так и нейрофибромы характеризуются изо- или слегка гипоинтенсивным сигналом по отношению

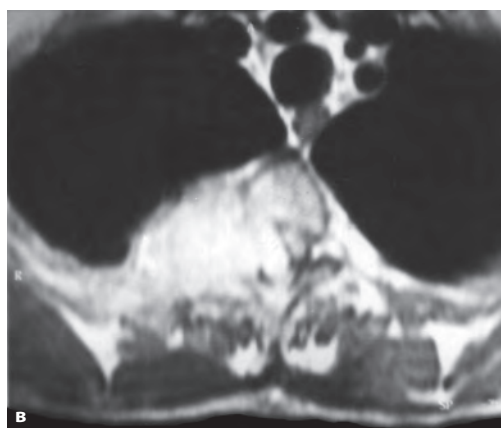
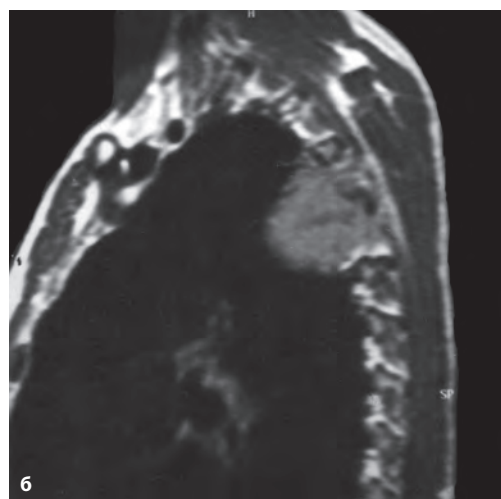
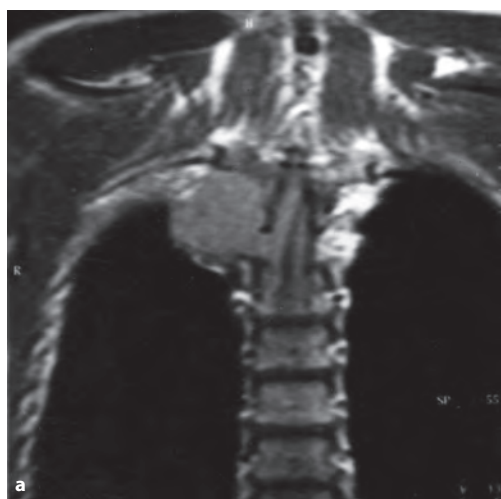


Рис. 18.2. МРТ позвоночника. Невринома с интра-экстрадуральным типом роста. T1 ВИ в корональной (а) и сагитальной (б) плоскости; T1 ВИ в аксиальной плоскости с контрастированием (в) (увеличение зоны интереса).



Рис. 18.3. МРТ позвоночника. Нейрофиброматоз I типа. Множественные нейрофибромы (стрелки). а – T1 ВИ (сагиттальный срез); б – T1 ВИ с контрастированием (аксиальный срез); в – T2 ВИ (корональный срез).

к спинному мозгу. Однако встречаются случаи, когда они вызывают гиперинтенсивный сигнал, что объясняется сокращением времени T1 мукополисахаридами, связанными с водой. Протонная плотность повышена, а на T2 ВИ они чаще имеют неоднородную структуру за счет очень ярких участков, где содержание воды высокое, и сравнительно темных, с гипоинтенсивным сигналом, особенно в центре. Обе опухоли хорошо контрастируются. По форме невриномы округлые, имеют ровные, четкие границы. Нейрофибромы вытянуты вдоль корешка (рис. 18.3). Размеры сильно варьируют.

Невриномы и нейрофибромы нужно дифференцировать с менингиомами. Последние во всех отделах, кроме шейного, расположены чаще казади, отличаются по форме и на T2 ВИ обычно изоинтенсивны по отношению к спинному мозгу.

Менингиомы составляют до 40% опухолей данной локализации и 25% всех спинальных опухолей. Их обычно диагностируют в возрасте около 40–50 лет. Редко (в 3–6% случаев) спинальные менингиомы встречаются у детей и бывают проявлением нейрофиброматоза II типа. При нейрофиброматозе менингиомы могут быть множественными, на их долю приходится около 2% всех менингиом. Менингиомы исходят из паутинной оболочки. Они инкапсулированы, имеют широкое основание, хорошо васкуляризованы, часто содержат кальцинаты и редко подвергаются кистозной

дистрофии. У женщин встречаются в 4 раза чаще, чем у мужчин. Растут они очень медленно. Большинство менингиом (85%) расположены интрадурально, около 6% – экстра-интрадурально и примерно 7% – экстрадурально. Около 75–80% менингиом располагаются в грудном отделе позвоночного канала (рис. 18.4), 15–17% – в шейном отделе (рис. 18.5), 3% – в поясничном (рис. 18.6) и около 2% – в области большого затылочного отверстия. Злокачественные спинальные менингиомы описаны в казуистических наблюдениях. Клинически проявляются локальной болью в спине, а при компрессии спинного мозга – миелопатическим синдромом.

На T1 ВИ менингиомы вызывают сигнал, равный по интенсивности сигналу от спинного мозга. На T2 ВИ фибробластические менингиомы, как правило, характеризуются сигналом низкой интенсивности (рис. 18.8), в то время как другие гистологические варианты обычно вызывают сигнал умеренно повышенной интенсивности. Контрастируются менингиомы быстро и равномерно (рис. 18.4–18.6), иногда вместе с прилежащими участками твердой мозговой оболочки («дуральные хвосты»). По форме менингиомы обычно полукруглые, с широким основанием, обращенным к оболочке (рис. 18.4), и четко очерченными контурами. Рост по типу «песочных часов» нетипичен.

Лептоменингеальный карциноматоз (дроп-метастазы [от англ. *drop metastases*]) –