

НЕКОТОРЫЕ ВОПРОСЫ ПРИМЕНЕНИЯ РАЗЛИЧНЫХ ИМПУЛЬСНЫХ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЕЙ В МР-ТОМОГРАФИИ

На сегодняшний день практически в каждой области Украины достаточно широко применяется магнитно-резонансная томография.

К сожалению, опыт показывает, что далеко не всегда радиологи имеют полное представление о тех импульсных последовательностях, которыми они пользуются при выполнении различных исследований. Целью настоящего сообщения является представить тот базовый объем знаний, которым должен владеть радиолог для понимания принципа импульсных последовательностей, применяющихся в современной МРТ. В основу работы положены материалы из учебного пособия Reimer P. с соавторами "Clinical MR imaging", 2003 года издания, а также информация из других современных учебников по диагностической радиологии.

В традиционных импульсных последовательностях "спин-эхо" (СЭ — SE) для превращения продольной намагниченности M_z в поперечную M_{xy} используется начальный высокочастотный импульс возбуждения 90° . Амплитуда индуцированного сигнала зависит от той величины продольной намагниченности, которая была? и степени восстановления после последнего возбуждения. Время между последовательными возбуждениями называют временем повторения (TR). T2-релаксация, которая начинается сразу же после высокочастотного (ВЧ) возбуждения, вызывает дефазирование поперечной намагниченности M_{xy} , что приводит к уменьшению сигнала по мере сбора данных во времени. Если время между возбуждениями достаточно велико (длинное TR), намагниченность всех тканей возвратится к продольной намагниченности и отличий в T1-релаксации не будет.

Время от центра импульса возбуждения до точки изменения намагниченности называется временем эхо — TE. Чем короче TE, тем короче воздействие на связанные с T2 механизмы дефазирования. Изображение, которое получено при использовании длинных TR и коротких TE, называется взвешенным по протонной плотности (ПП — PdW), поскольку это основной параметр ткани, который влияет на контраст (рис. 1).

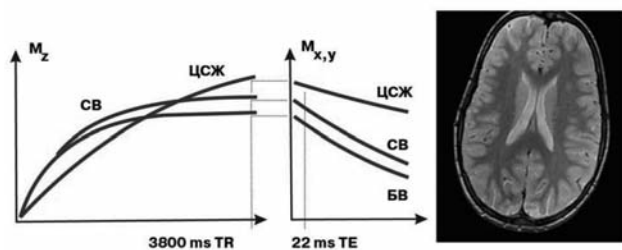


Рис. 1. Взвешивание по протонной плотности. На левом графике показано восстановление продольной намагниченности (M_z) после возбуждения. На правом — дефазирование полученной поперечной намагниченности (M_{xy}) в результате релаксации T2.

Цереброспинальная жидкость (ЦСЖ) имеет более высокую протонную плотность по сравнению с серым (СВ) или белым веществом (БВ) и выглядит гиперинтенсивно на изображениях взвешенных по протонной плотности.

При традиционном взвешивании по протонной плотности цереброспинальная жидкость (ЦСЖ) обыч-

но выглядит гипоинтенсивной по сравнению с серым или белым веществом головного мозга.

Для того чтобы получить отличия между тканями на основании их времен релаксации T1, время TR должно быть уменьшено при сохранении достаточно короткого TE. При этом будут получены T1-взвешенные изображения (T1ВИ -T1WI). В этом случае контраст находится под большим влиянием времени релаксации T1 различных тканей. ЦСЖ, как и ткани с большим содержанием воды и, соответственно, с длинными временами релаксации T1, на T1 ВИ будут гипоинтенсивными (рис. 2).

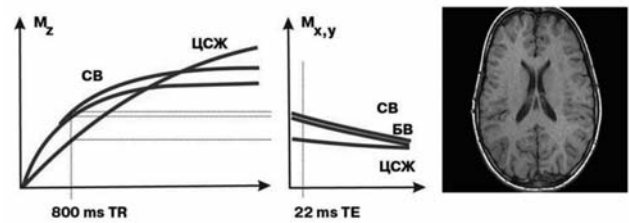


Рис. 2. T1-взвешивание. На левом графике показано восстановление продольной намагниченности (M_z) после возбуждения. На правом — дефазирование полученной поперечной намагниченности (M_{xy}) в результате релаксации T2.

Для системы 1,5 Т оптимальным значением TR для дифференциации серого и белого вещества является значение 800 мс. Выбранное TE должно быть достаточно коротким для минимизации влияния T2-релаксации

Контраст на T2-взвешенных изображениях (T2ВИ-T2WI) будет достигаться при использовании длинных TR (аналогично взвешиванию по протонной плотности), но вместо короткого TE длинное TE обеспечит более сильную зависимость амплитуды сигнала от T2-релаксации в различных тканях. ЦСЖ и другие ткани с большим содержанием воды на T2 ВИ будут вы-

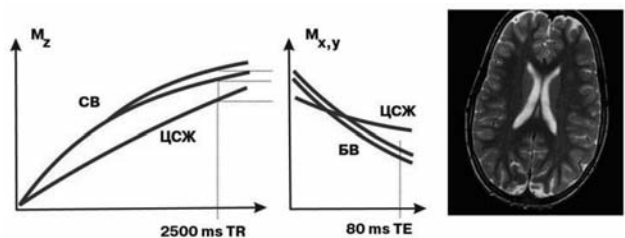


Рис. 3. T2-взвешивание. На левом графике показано восстановление продольной намагниченности (M_z) после возбуждения. На правом показано дефазирование полученной поперечной намагниченности (M_{xy}) в результате релаксации T2. Длинное TR и длинное TE дадут T2-взвешенное изображение.

Контраст изображения обусловлен в основном вкладом протонной плотности и T2-релаксации различных тканей.

лядеть гиперинтенсивными (рис. 3).

Химический сдвиг. Поведение подвижных жирных кислот несколько отличается от связанных с кислородом гидрогенов. Для молекулы воды атом кислорода требует один электрон от присоединенного атома водорода, который он отбирает у протона. Ядра

водорода, которые связаны с углеродом, имеют оболочку из одного электрона, и поэтому обладают несколько меньшим эффективным полем по сравнению с ядрами водорода, которые находятся в составе воды. В результате частоты Лармора мобильных жирных кислот находятся ниже частоты для воды. Это явление

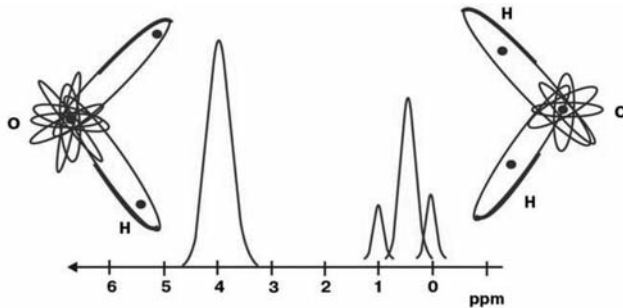


Рис. 3. Химический сдвиг. Электроны атомов со связанным с кислородом водородом более сдвинуты в сторону атома кислорода по сравнению с электронами атомов водорода, связанных с углеродом. Ядра водорода в жировой ткани имеют оболочку, что уменьшает их резонансную частоту по сравнению со свободной водой. Для обозначения влияния электронного окружения на частоту Лармора используют термин "химический сдвиг".

называют химическим сдвигом (рис. 4).

Разница в частотах резонирования изменяется в зависимости от напряженности основного магнитного поля и составляет примерно 3,5 миллионов долей рабочей частоты (ppm). Молекулы с содержанием алифатных жирных протонов являются средними по размеру, а их движение близко по частоте к частоте Лармора, что обуславливает короткие времена релаксации T1. Жир выглядит светлым на T1-взвешенных изображениях. С другой стороны, в жировой ткани очень мало статических добавок для получения быстрого дефазирования в результате T2-релаксации. Поэтому на T2 ВИ жир также выглядит светлым. Жир является единственной тканью, для которой длинное время T2-релаксации не соответствует более длинному времени T1-релаксации.

Время релаксации T2*. Когда ткань находится во внешнем магнитном поле, она становится намагниченной. Параметр, который характеризует способность к намагничиванию, называется магнитной восприимчивостью. В любой ткани может наблюдаться достаточно большой градиент восприимчивости, который вызывает локальные неоднородности магнитного поля, что способствует быстрому процессу дефазирования поперечной намагниченности. Время релаксации, которое учитывает не только дефазирование в результате T2-релаксации, но и локальные неоднородности магнитного поля, называют T2* (T2 со звездой). Локальные неоднородности магнитного поля обычно являются фиксированными по расположению, постоянны во времени и рефокусируются при импульсных последовательностях "спин-эхо". Эти особенности используются в импульсных последовательностях (ИП) градиентного эхо для выявления наличия элементов крови.

BOLD (blood oxygenation level dependent). Получение МР-изображений с использованием импульсных последовательностей для определения различий в магнитной восприимчивости применяется

для оценки геморрагических поражений и в функциональной МРТ. В теле человека обычно присутствуют естественные парамагнетики, такие, например, как деоксигемоглобин, метгемоглобин, а также молекулярный кислород. Оксигемоглобин является естественным диамагнетиком с соответствующими свойствами. Разница в контрасте будет напрямую зависеть от уровня оксигенации крови в исследуемом участке ткани. Относительное уменьшение уровня деоксигемоглобина, как реакции на поглощение кислорода, приведет к уменьшению эффекта микроскопической восприимчивости, что проявится в виде небольшого увеличения интенсивности сигнала на изображениях, чувствительных к градиентам восприимчивости.

Перфузия. Для большинства контрастных препаратов, используемых в МРТ, характерны парамагнитные свойства, которые одновременно с уменьшением времен релаксации T1 создают локальные неоднородности в областях перфузии крови. Затухание наблюдаемого сигнала в результате уменьшения времен релаксации T2* в этих областях также может использоваться для количественной оценки перфузии тканей.

Диффузия. Способность молекул воды совершать произвольные поступательные движения внутри изучаемой ткани описывается коэффициентом диффузии. Наложение градиента магнитного поля на короткое время вызовет временное изменение в резонансных частотах и соответствующее дефазирование поперечной намагниченности. Наложение того же градиента на аналогичное время, но в обратном направлении приведет к восстановлению фазирования поперечной намагниченности. Для молекул, которые тем временем изменили положение, восстановление фазирования поперечной намагниченности будет не-



Рис. 5. Взвешивание по диффузии. Поперечная намагниченность может быть подготовлена при использовании больших биполярных градиентов. Приложение положительного градиента сразу же после отрицательного с той же длительностью и амплитудой не оказывает никакого действия на стационарные ткани. Поперечная намагниченность рефокусируется. Если макроскопическая намагниченность изменила положение в результате движения, потока, перфузии или диффузии, рефокусирования не будет. Это приведет к исчезновению сигнала на диффузионно-взвешенных изображениях от областей с повышенной диффузией.

полным (рис. 5).

Ткань или область с повышенной диффузией будет выглядеть на диффузионно-взвешенных изображениях (ДВИ-DWI) гипоинтенсивной. Взвешивание по диффузии включает наложение больших градиентов магнитного поля, которые используются для пространственного кодирования. Взвешенное по диффузии изображение, в котором ослабление сигнала не зави-

сит от направленности диффузии, называется также взвешенным по траектории изображением или взвешенным по изотропной диффузии.

Поток и движение. Поток и заметное движение могут рассматриваться как крайние формы диффузии. Поскольку градиенты магнитного поля используются для пространственного кодирования, положения поперечной намагниченности, которые также называют "фазами", изменяются в зависимости от скорости или ускорения движущейся ткани. "Фазовая" информация фактически используется для измерения скоростей при количественной оценке потока, а также может использоваться для визуализации сосудов при МР-ангиографии с фазовым контрастом (ФК МРА — PC MRA). Некоторые специальные комбинации градиентов могут сделать импульсные последовательности нечувствительными к потоку (движению). Такие комбинации называют компенсацией потока или градиентным рефазированием движения (ГРД — GMR). Одной из крайних форм компенсации потока является замещение насыщенной крови ненасыщенной, в которой полностью релаксирована продольная намагниченность. Это явление используется в так называемой "время пролетной" ангиографии (ВП МРА — TOF MRA). Искусственное укорочение времени релаксации T1 в результате замещения насыщенных спинов ненасыщенными может быть заменено внутривенным введением контрастного вещества, которое уменьшает время T1. Это делается в МР-ангиографии с контрастным усилением (МРА с КУ — CE MRA).

Перенос намагниченности. Макромолекулы содержат определенное количество "связанной" воды. Поскольку вблизи макромолекул преобладающими являются статические или медленно изменяющиеся магнитные поля, соответствующий объем водорода имеет очень короткие T2. Быстрое дефазирование поперечной намагниченности делает эти скопления "связанной" воды невидимыми. Однако намагниченность невидимого скопления "связанной" воды переносится на видимое скопление свободной воды путем различных механизмов типа химического обмена или кросс-релаксации (рис. 6).

Для этих процессов используется термин "перенос намагниченности" (ПН — MT — magnetization transfer). Кросс-релаксация представляет собой специальную форму взаимодействия типа "диполь-диполь", при котором протон на одной молекуле переносит свой спин на протон другой молекулы. Если внутри ткани имеются подходящие механизмы переноса намагниченности, насыщение невидимого скопления воды будет оказывать действие на ее видимое скопление.

Формирование изображения и его контраст. Макроскопическая намагниченность может изменяться, если высокочастотное поле находится в резонансе. При использовании небольшого градиента поля вдоль одного направления и приложенного высокочастотного импульса с заданным диапазоном частот воздействие будет оказываться только на макроскопическую намагниченность с конкретной частотой (рис. 7).

Толщина среза может регулироваться увеличением градиентного поля, для чего в МР-системе предусматривается наличие мощной градиентной системы. Для того чтобы отклонить намагниченность за более короткое время, необходима большая амплитуда высокочастотного импульса. Поэтому аппарат

должен быть оснащен и мощной высокочастотной системой. Мощный высокочастотный импульс может генерировать выделение тепла в тканях. Тепловое воздействие оценивается с использованием понятия специфического уровня поглощения (СУП — SAR). При увеличении диапазона частот для возбуждения и амплитуды ВЧ-импульсов в результате уменьшения длительности ВЧ СУП для пациента увеличивается и становится ограничивающим фактором применения быстрых импульсных последовательностей с хорошим профилем среза.

В то время как локальная зависимость частоты резонанса в градиентном магнитном поле используется для выбора среза, аналогичный механизм используется для пространственного кодирования. Градиент магнитного поля прикладывается обычно перпендикулярно к направлению выбора среза для того, чтобы резонансные частоты отличались в зависимости от положения вдоль так называемого направления считывания или направления кодирования по частоте (рис.8).

Выборка сигнала в этот момент позволит иденти-

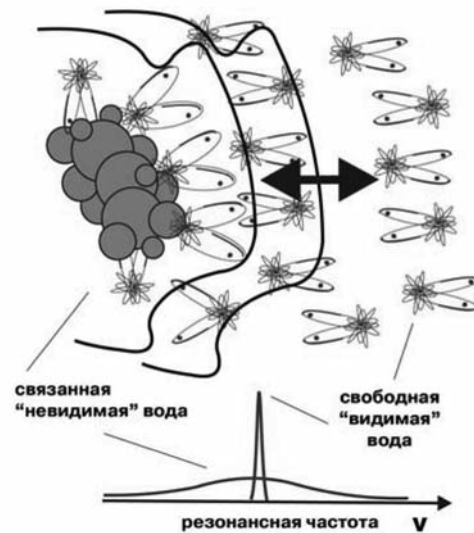


Рис. 6. Перенос намагниченности. Молекулы воды, тесно связанные с белками, а также другие макромолекулы ограничены в движении. Результирующий механизм статического дефазирования дает очень короткие T2 и делает такие молекулы воды невидимыми. Короткое T2 аналогично широкому диапазону резонансных частот. С другой стороны, видимое скопление воды имеет очень узкий диапазон частот. Механизмы типа кросс-релаксации между протонами внутри невидимого скопления воды и протонами внутри видимого скопления называются механизмами "переноса намагниченности" (MT). Насыщение невидимого скопления воды приводит к уменьшению сигнала внутри видимого скопления.

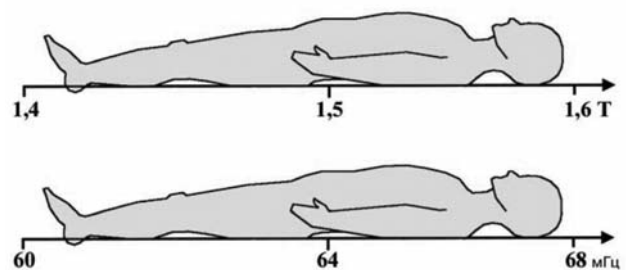


Рис. 7. Для определения уровня среза и каждого отдельного вокселя в нем в МРТ применяется градиентное магнитное поле и высокочастотный импульс с заданным диапазоном частот

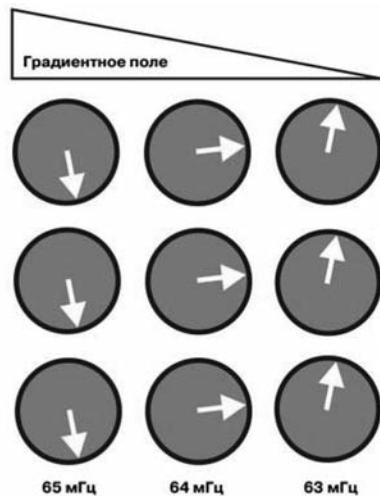


Рис. 8. Принцип механизма пространственного кодирования. Градиент магнитного поля прикладывается перпендикулярно к направлению среза для того, чтобы резонансные частоты отличались в зависимости от положений вдоль направления кодирования по частоте

фицировать пространственное расположение источников сигнала в одном направлении. Диапазон частот для выбранного поля обзора (ПО — FOV) называется диапазоном измерения. Для того чтобы можно было отобразить информацию в виде интенсивности пикселей на экране, возбужденный срез делится на ряд вокселей, при этом интенсивность пикселей на экране соответствует величине сигнала, который получен от каждого вокселя. Магнитное поле создает диапазон частот вокруг поля обзора, который разбит на колонки вокселей. Каждый воксель охватывает один и тот же небольшой диапазон частот, который называют диапазоном пикселей или просто диапазоном, который влияет на отношение "сигнал/шум". При большом диапазоне отношение "сигнал/шум" ухудшается, а при узком диапазоне — улучшается. Однако при этом последовательность будет более чувствительна к артефактам типа химического сдвига, локальной восприимчивости градиентов и движения.

Для того чтобы отличить смежные ряды вокселей в направлении кодирования по фазе, амплитуда и длительность кодирующего фазу градиента должны быть достаточно большими для обеспечения различия по фазе 180° . Для того чтобы идентифицировать колонки вокселей, амплитуда градиентов фазового кодирования уменьшается в разных направлениях. Этот процесс является самым затратным по времени этапом получения МР-изображения. В целом весь процесс последовательности формирования срезов в МРТ представлен на рис. 9.

Сигнал, который может быть зарегистрирован сразу же после импульса возбуждения, называют свободным затуханием индукции. Помимо T_2 -затухания имеются также и другие механизмы дефазирования типа неоднородность основного магнитного поля или локальные градиенты восприимчивости внутри самого пациента, которые ведут к более быстрому затуханию или дефазированию со временем релаксации T_2^* . Поскольку большинство перечисленных эффектов являются постоянными по времени и локализации, они могут быть рефокусированы. Внутри неоднородного поля имеется составляющая поперечной

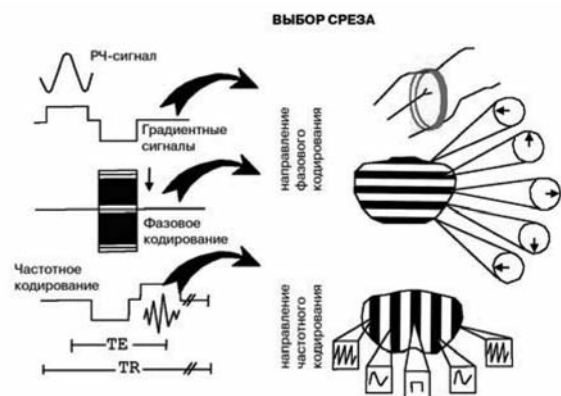


Рис. 9. Схематическое представление процесса формирования послыного исследования при выполнении МРТ

намагниченности, которая вращается быстрее в результате более высокой резонансной частоты, а другая составляющая — медленнее в результате более низкой резонансной частоты. Оба феномена обуславливают сдвиг по фазе или дефазирование между двумя крайними составляющими. Для того чтобы получить полезный сигнал, дефазирование рефокусируется при помощи так называемого импульса рефокусирования. Высокочастотный импульс 180° вращает более быструю составляющую сразу за медленной составляющей, в результате чего быстрая составляющая оказывается позади медленной и со временем обгоняет медленную составляющую. При этом формируется так называемое "спин-эхо". В этот момент все составляющие макроскопической намагниченности опять направлены в одном и том же направлении, что дает сильный сигнал в расположенной неподалеку катушке. Эта точка называется точкой рефокусирования намагниченности.

Принцип основной последовательности "спин-эхо" показан на рис. 10 со срез-селективным

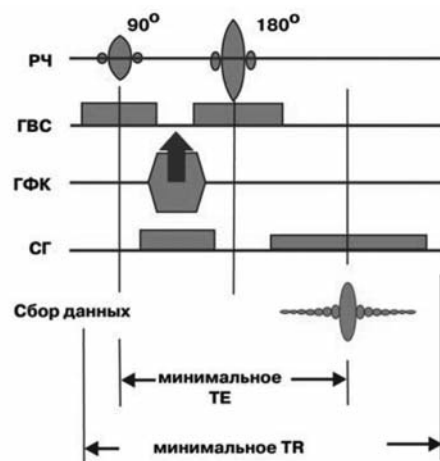


Рис. 10. Структура последовательности спин-эхо. Последовательность начинается с наращивания градиента выбора среза (ГВС-GS) для обеспечения разницы резонансных частот вдоль направления выбора среза. Импульс ВЧ 90° для выбора среза (центральная частота и диапазон частот в соответствии с выбранной локализацией и толщиной среза) наклоняет продольную намагниченность в поперечную плоскость (x-y). После возбуждения при помощи градиента кодирования по фазе (ГФК-GP) производится кодирование по фазе. В это же время градиент считывания (СГ-GR), который также называют градиентом кодирования по частоте, производит компенсацию для поздних дефазирований.

возбуждением, кодированием по фазе, рефокусированием и элементами кодирования по частоте.

Сигнал из одного источника регистрируется во времени как наведенный осциллирующий ток. Индуцированный сигнал в присутствии градиента кодирования по частоте представляет собой сумму всех сигналов для каждой "колонки частоты". Поперечная намагниченность внутри каждой "колонки частоты" опережает или отстает по сравнению со смежными "колонками частоты" в зависимости от различий в резонансных частотах, заданных величиной локального магнитного поля. Это опережение или запаздывание описывается как сдвиг по фазе. Для того, чтобы получить информацию от двух смежных вокселей, необходимо включить мощный градиент кодирования по фазе. Для кодирования по фазе типичным временем для увеличения и уменьшения градиента является 3,8 мс. Избирательное рефокусирование занимает 2,5 мс, а достаточный диапазон окна сбора данных составляет порядка 7,7 мс. Поэтому самым коротким TE в стандартной "спин-эхо" последовательности является 12 мс. С учетом второй половины окна сбора и времени разрушения самое возможно короткое время TE составляет 18 мс. Для получения хорошего контраста на T1ВИ реальным является время повторения примерно 300 — 800 мс. Время между возбуждениями одного и того же среза используется для возбуждения и считывания линий для других срезов, затем производится возврат к первому срезу и измерение следующей линии. Этот процесс называют еще многослойной томографией. Для того, чтобы измерить различия времен релаксации T2 или протонной плотности, время повторения TR должно быть увеличено до 2 — 3 с. В это время релаксация T1 практически полностью закончена, а измеренные интенсивности соответствуют количеству участвующих протонов — при условии достаточно короткого TE. Контраст, который получают с короткими TR и TE, называется T1-взвешенным, поскольку ткань с различиями в T1 даст различия в интенсивностях сигналов. Для измерений с длинными значениями TR и короткими значениями TE различия в интенсивности сигналов основаны на протонной плотности ткани. Такие изображения называют взвешенными по протонной плотности (ВПП-PdW). Для их получения TE должно быть как можно меньше для того, чтобы предотвратить изменение сигнала в результате различных значений T2. Для получения информации по T2 для различных тканей TE увеличивается добавлением задержек до и после импульса рефокусирования. Такие изображения называют T2-взвешенными изображениями (T2 ВИ — T2W). Время измерения для стандартной последовательности спин-эхо составляет: выбранное TR x количество линий Фурье, которые предполагается измерить в направлении кодирования по фазе x количество сборов или усреднений для улучшения отношения "сигнал/шум".

Акустический шум во время проведения МР-исследования обусловлен быстрым переключением градиентных токов для создания градиентов магнитного поля, приводящих к вибрации различных частей магнита. Чем больше амплитуды градиентов, тем выше акустический шум; чем выше скорость переключения токов, тем больше высота его тона.

Подготовка намагниченности. В дополнение ко

временам релаксации T1 и T2 имеется множество других факторов, которые влияют на контраст, но они, как правило, являются специфическими для импульсной последовательности (ИП) или создаются специальными импульсами подготовки. Самыми важными импульсами подготовки являются те, которые используются для подавления сигналов от жира, импульсы инвертирования, улучшения T1-взвешивания при помощи импульса инвертирования, переноса намагниченности и диффузионного взвешивания.

Спектральное подавление сигнала от жира. Обычно жир выглядит гиперинтенсивным на изображениях, взвешенных по протонной плотности и T1ВИ. Высокая интенсивность сигнала может маскировать очаги поражения. Внутри подкожной жировой клетчатки нередко возникают артефакты в результате дыхательных движений. Введение импульса спектрального насыщения перед началом выполнения импульсной последовательности дает возможность подавить сигнал от жира. Необходимым условием для этой методики является высокая однородность магнитного поля по всему объему исследования. Для получения поля высокой однородности перед началом исследования выполняют активное шиммирование магнита.

У жира очень короткое время релаксации T1. Использование импульса инвертирования перед измерением дает возможность ввести импульс возбуждения в то время, когда восстанавливающаяся продоль-

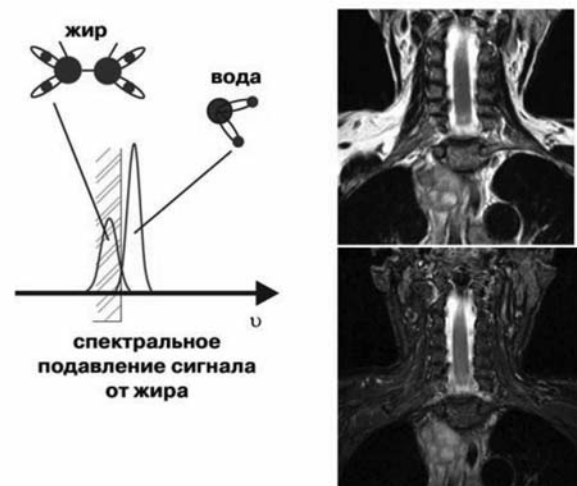


Рис. 11. Спектральное подавление сигнала от жира. Поскольку резонансные частоты жира и воды отличаются примерно на 3,5 ppm, для уменьшения сигнала от жира можно использовать импульс селективного насыщения частоты. Изображения области шеи справа получены без подавления (верхнее) и с подавлением сигнала от жировой ткани.

ная намагниченность проходит через поперечную плоскость (рис. 11).

В этом случае возбуждение жира не происходит. Такую методику называют инверсионным восстановлением с коротким tau (ИБКТ-STIR). Очень часто ее используют совместно с методиками быстрой томографии. Недостатком этой методики является то, что импульс инвертирования действует на все ткани и зачастую значительно ухудшает отношение "сигнал/шум". Поскольку все используемые в МР контра-

стные вещества укорачивают время T1, понятно, почему методика STIR не используется после их введения. Использование такой методики может нивелировать контрастное усиление в очаге поражения.

Подавление сигнала от жидкости. При использовании быстрых методик томографии для обнуления сигнала от жидкости необходимо выбирать временное окно для инвертирования (рис. 12).

Такая методика полезна для уточнения перивентрикулярных изменений в ткани головного мозга, которые зачастую маскируются ярким сигналом от областей, содержащих цереброспинальную жидкость (ЦСЖ). В сочетании с импульсной последовательностью "спин-эхо" эта методика представлена как импульсная последовательность инверсионного восстановления с ослаблением сигнала от жидкости (FLAIR или IR с ослаблением сигнала от жидкости). После подачи ВЧ-импульса инвертирования макроскопическая намагниченность восстанавливается со специфичной для ткани скоростью релаксации T1 и контраст между серым и белым веществом головного мозга повышается (рис.13). Особую важность импульсная последовательность типа FLAIR имеет при исследовании головного мозга у детей.

Перенос намагниченности. Молекулы воды вблизи от макромолекул называют "связанными". Они имеют очень короткие T2, обусловленные большими различиями в резонансных частотах и быстро дефазированы. "Связанные" молекулы воды невозможно наблюдать непосредственно, однако ВЧ-импульс насыщения "не в резонансе" невидимые ненаасыщенные молекулы может перевести в состояние насыщения. Поскольку молекулы связаны со своими "свободными" партнерами через перенос намагниченности, этот импульс "не в резонансе" оказывает влияние на контраст изображения (рис. 14).

Методика называется "насыщение в результате переноса намагниченности" (НПН — MTS). При этом получают контраст, который называют "контрастом переноса намагниченности" (КПН — MTC). Самым первым и эффективным применением принципа переноса намагниченности была методика МРА.

Диффузионное взвешивание. Диффузия характеризует произвольное движение молекул воды внутри ткани. Определение особенностей и характера диффузии исключительно полезно для раннего обнаружения ишемических либо посттравматических изменений в головном мозге. Диффузионное взвешивание предполагает приложение градиентов, которые вызывают дефазирование намагниченности и последующее включение градиентов рефазирования для рефокусирования намагниченности. Если молекула воды перемещалась между приложением этих градиентов, информация о фазе будет различной, а рефокусирование недостаточным, что приведет к потере сигнала. Для усиления этого эффекта необходимы большие градиенты. Поскольку физиологические движения молекул воды вызывают большие изменения, сравнительно с таковыми при диффузии молекул воды, диффузионные взвешивания в настоящее время используются только с быстрыми или сверхбыстрыми импульсными последовательностями.

Протоколы импульсных последовательностей и качество изображения

Технологические достижения в области магнит-

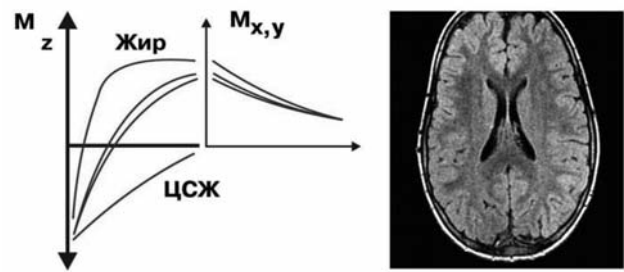


Рис. 12. Методика FLAIR (инверсионное восстановление с ослаблением сигнала от жидкости) используется для подавления сигнала от ЦСЖ в зависимости от релаксации. Время инверсии T1 представляет время, в течение которого ЦСЖ не имеет продольной составляющей намагниченности, а поэтому поперечная составляющая не может быть получена в результате возбуждения.

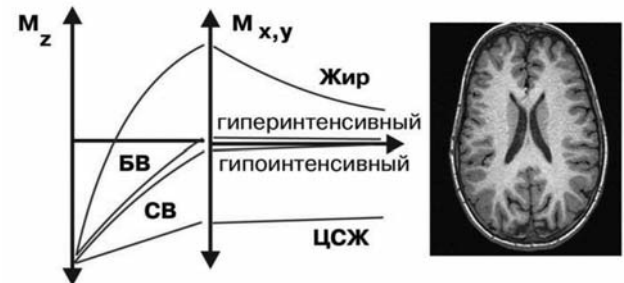


Рис. 13. Методика реального восстановления с инверсией (TIR). Сочетание методики IR с последовательностью TSE значительно улучшает возможность дифференциации тканей с небольшими отличиями во временах релаксации T1. Намагниченность, которая все еще направлена антипараллельно главному полю, дает гипointенсивный сигнал. Частично восстановленная намагниченность дает гиперинтенсивный сигнал. Сигнал с промежуточным оттенком "серого" отсутствует.

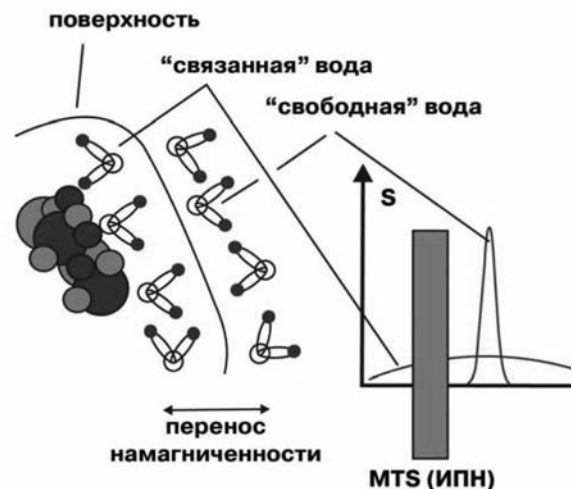


Рис. 14. Понятие переноса намагниченности. Молекулы воды вблизи макромолекул называют "связанными". У них очень короткие T2 и они невидимы на МР-изображениях. Короткое T2 указывает на большие различия в резонансных частотах "ν", что ведет к быстрому дефазированию. Импульс насыщения переноса намагниченности (ИПН-MTS) — это импульс "не в резонансе", который непосредственно не влияет на отображение "свободной" воды, но насыщает невидимые связанные молекулы воды. Механизмы переноса намагниченности обеспечивают перенос этого насыщения на видимое скопление свободной воды, что уменьшает сигнал в областях, где связанная вода существует в непосредственной близости к свободной воде.

но-резонансной томографии привели к разработке новых импульсных последовательностей, позволяющих получать значительный объем принципиально новой информации для диагностики различных заболеваний. Увеличивается и количество параметров, позволяющих улучшить отношение "сигнал/шум" и сократить время исследования. К этим параметрам необходимо отнести:

1. Напряженность магнитного поля. Чем она выше, тем больше регистрируемый сигнал и, соответственно, отношение "сигнал-шум".
2. Вклад в сигнал соответствует типу используемой последовательности. Для дифференциации патологических изменений недостаточно иметь хорошее отношение "сигнал/шум", поскольку получаемый на изображениях контраст не менее важен в диагностическом процессе. Оптимизация контраста зависит от заданного типа изображения. Например, для изображений, взвешенных по протонной плотности, вклад различий T1 или T2 минимален. Аппаратные решения допускают использование минимально короткого TE. Выбор продолжительности TR обычно является компромиссом между практически отсутствием влияния T1 и разумным временем измерения. Тот же аргумент используется для оптимизации протокола для получения T2ВИ. В целом протоколы являются компромиссом между количеством срезов, необходимых для охвата нужной области интереса и выбором максимально короткого TR, которое обеспечивает разумное время исследования.
3. Количество измерений, которое указано в протоколе, вносит вклад пропорционально корню квадратному от общего отношения "сигнал/шум". Каждое измерение накапливает не только реальный сигнал, но и шум. При повторном измерении сигнал регистрируется наново, а полученный уровень шума может соответствовать различным частотам и не находиться в том же месте, где был при первом измерении. При каждом последующем измерении увеличивается вероятность того, что уровень шума будет аналогичным таковому при предыдущих измерениях.
4. Пространственное разрешение фактически представляет собой толщину среза, поле обзора и размер матрицы. Интенсивность сигнала от одного вокселя зависит от количества имеющихся протонов и изменяется линейно с увеличением толщины среза. Поле обзора соответствует длине изображения в направлении кодирования по частоте и по фазе. Чем оно больше при постоянном размере матрицы, тем больше воксель и лучше отношение "сигнал/шум". Размер матрицы определяет то, на какие части должно делиться поле обзора. Чем меньше размер матрицы, тем лучше отношение "сигнал/шум" и короче время для получения изображения. (Влияние различных параметров, которые в основном определяют пространственное разрешение и время измерения, анализируются в табл. 1).
5. Применение поверхностных катушек заключается в ограниченном диапазоне исследования и, соответственно, меньшей регистрации шума от пациента. Однако узкий диапазон является и их недостатком, поскольку он может не охватывать всю область интереса. Оптимальным на сегодняшний

Таблица 1

Зависимость разрешающей способности, отношения "сигнал-шум" и времени исследования от выбираемых параметров протокола

	Время исследования	Разрешающая способность	Отношение "сигнал-шум"
Увеличение толщины среза	↔	↓	↑
Увеличение поля зрения	↔	↓	↑
Увеличение размеров матрицы	↑	↓	↓
Применение асимметричной матрицы 256x256 → 128x256	↓	↓	↑
Использование прямоугольного поля зрения 8,8 → 6/8	↓	↔	↓
Применение дополнительной выборки по фазе	↑	↔	↑

день является соединением нескольких маленьких катушек в так называемую фазовую матрицу.

Импульсные последовательности, их сокращенные названия и клиническое применение

Собранные, но не обработанные, данные хранятся в матрице "сырых" данных и формируют так называемое k-пространство. Все импульсные последовательности для получения МР-изображений можно разделить на группы "спинового эхо" (СЭ — SE) и "градиентного эхо" (ГЭ — GRE). В каждой группе используются традиционные подходы "одиночного эхо" и более современные — "множественного (мульти) эхо". В каждом из этих подходов применяются приложения, требующие подготовки намагниченности. Различают еще две группы импульсных последовательностей, в которых для генерирования изображения

Таблица 2

Классификация импульсных последовательностей

	ИПСЭ	ИПГЭ
Одиночное эхо	CSE	GRE FLASH FISP
		PSIF DESS CISS trueFISP
Одиночное эхо с подготовкой намагниченности	IR IRM STIR	turbo FLASH (TFL) MP-RAGE
Множественное эхо	TSE	segmented EPI
		GRASE TGSE
Множественное эхо с подготовкой намагниченности	TIR, TIRM turbo STIR turbo FLAIR	segmented IR-EPI segmented DW-EPI
Одиночные методики	HASTE	EPI
Одиночные методики с подготовкой намагниченности	HASTRIM	IR-EPI DW-EPI

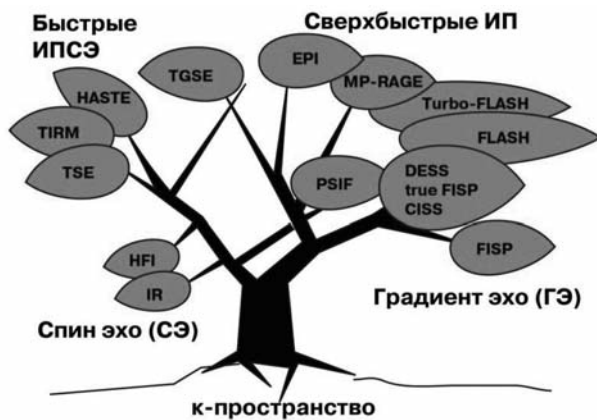


Рис. 15. Дерево последовательностей. Во избежание путаницы автор использовал сокращения фирмы Сименс. Основные две ветви – представляют собой ИП СЭ и ГЭ. При использовании быстрых (турбо) ИП применяется комбинация ГЭ и СЭ. Для ИП стационарного состояния (PSIF, FISP, DESS, trueFISP) элементы ИП СЭ используются внутри ветви ГЭ (по Nitz W., 2003)

используются принципы "спинового эхо" и "градиентного эхо". В табл. 2 и рис. 15 приведены классификация и "дерево" импульсных последовательностей, предложенные Nitz W., 2003.

В ближайшем номере "Радиологического вестника" будут представлены акронимы импульсных последовательностей основных фирм-производителей по состоянию на 2008 год.

При выполнении импульсных последовательностей СЭ перед подачей ВЧ-импульса выбора среза включается градиент выбора среза. Затем следует включение градиента кодирования по фазе, в течение действия которого производится подготовка дефазирования в направлении считывания. Рефокусирующий импульс выбора среза 180° инвертирует накопленное дефазирование и вызывает появление "спин-эхо". Этот процесс повторяется с различными шагами по кодированию фазы с частотой, которую задает пользователь.

Импульсные последовательности "спинового эхо" с подготовкой намагниченности, методики восстановления с инверсией (IB – IR)

В методике восстановления с инверсией для регулирования контраста перед включением последовательности СЭ используется импульс инвертирования 180° . Подготовка выполняется перед каждым измерением. Методики восстановления с инверсией, в которых учитывается положение макроскопической намагниченности (параллельной или антипараллельной направлению основного поля) во время реконструкции изображения, называют методиками реального восстановления с инверсией и их зачастую используют для улучшения T1-контраста между серым и белым веществом головного мозга. Методики, в которых используют только абсолютное значение подготовленной намагниченности, называют методиками реального восстановления с инверсией с учетом величины сигнала (IRM). Последовательности с коротким временем инвертирования для получения изображений с подавлением сигнала от жира называют STIR методиками, а те, в которых ослабляется сигнал от жидкостей, называют методиками FLAIR.

Импульсные последовательности градиентного эхо (ГЭ – GRE)

Импульсные последовательности ГЭ были разра-

ботаны в качестве быстрых последовательностей, однако на сегодняшний день они считаются традиционными. Как уже отмечалось, время релаксации поперечной намагниченности без ВЧ-импульса рефокусирования называют временем $T2^*$. Оно включает связанное с $T2$ дефазирование, а также дополнительные механизмы, связанные с градиентами восприимчивости, неоднородностями магнита. Это является недостатком из-за чувствительности к градиентам восприимчивости, поскольку они существуют на границах "кость/мягкая ткань" или "воздух/мягкая ткань", что зачастую ведет к полной потере сигнала вблизи этих областей. Недостаток повышенной чувствительности превращается в преимущество при необходимости поиска кровоизлияний и продуктов трансформации гемоглобина. При сверхбыстрых импульсных последовательностях искажения, возникающие в результате неоднородностей магнитного поля, оказываются основным фактором ограничения их использования.

Другим интересным явлением, которое необходимо упомянуть в связи с ИП ГЭ, является так называемая ситуация "в фазе/в противоположной фазе". Ядра (протоны) жира и связанные с водой атомы водорода имеют несколько отличные резонансные частоты. Начиная с момента возбуждения, макроскопическая намагниченность воды будет вырываться вперед в поперечной плоскости, а намагниченность жира будет отставать. При ИП типа СЭ это не представляет проблемы, поскольку импульс рефокусирования 180° поставит более медленную составляющую жира впереди более быстрой составляющей воды. Во время регистрации эхо они обе будут снова в фазе. В этом случае остается только сдвиг между изображением жира и воды, который зависит от выбранного диапазона на пиксель. При устранении рефокусирования 180° дефазирование намагниченности воды и жира будет продолжаться, начиная от момента возбуждения. В зависимости от длительности TE намагниченности жира и воды будут направлены в одном и том же направлении, то есть находиться "в фазе". Однако может иметь место и другой крайний вариант, когда намагниченность жира и воды направлены в разные стороны — находиться "в противоположной фазе". В зависимости от содержания воды и жира в одном вокселе результирующая намагниченность от жира и воды может быть равна нулю, при этом сигнал исчезнет.

Уменьшение TR приводит к ухудшению отношения "сигнал-шум", поскольку продольная намагниченность имеет крайне ограниченное время для восстановления. Известно, что углы возбуждения менее 90° дают больший вклад в сигнал. Угол возбуждения с получением максимального ответного сигнала называют углом Эрнста. Импульсная последовательность ГЭ при возбуждении с малыми углами была названа "быстрой одиночной с малым углом" (FLASH). У этой ИП имеется много областей применения, особенно при исследовании скелетно-мышечной системы, визуализации органов брюшной полости при задержке дыхания, динамической МР-кардиографии, в МРА и для изучения особенностей контрастного усиления в течение определенного временного интервала.

С учетом потенциала использования коротких TR методика может использоваться для получения трехмерных наборов данных. Преимуществом трехмерно-

го сбора данных является охват без пропусков всего объема интереса. Поскольку пропуски между смежными пикселями внутри изображения отсутствуют, они будут отсутствовать и между срезами. То есть при трехмерном наборе данных речь будет идти не о срезах, а о пространстве. Другим преимуществом является то, что каждая измеренная линия содержит информацию о целом объекте, и поэтому обеспечивает лучшее отношение "сигнал-шум". Единственной предпосылкой для сбора трехмерного набора данных является возможность использовать достаточно короткие TR для того, чтобы пройти все необходимые шаги кодирования по фазе за разумное время измерения.

Методики стационарного состояния

Для того чтобы выполнять МР-исследования максимально быстро, методика типа FLASH была использована в процессе разработки методик стационарного состояния. Стационарное состояние в применении к FLASH относится к продольной намагниченности. Только один первый импульс возбуждения используется для обеспечения полной намагниченности. Поскольку угол отклонения невелик, проекция отклоненной намагниченности на ось z остается такой же, как и продольная намагниченность, и растет в течение времени восстановления или релаксации до тех пор, пока следующее возбуждение не уменьшит продольную намагниченность еще больше. Чем больше уменьшается продольная намагниченность, тем больше растет скорость релаксации. После нескольких возбуждений скорость релаксации будет достаточно высокой для того, чтобы компенсировать уменьшение продольной намагниченности, которое вызвано импульсом возбуждения. В этой точке наступает стационарное состояние. Для больших углов отклонения имеется возможность получения значительно больших остаточных величин поперечной намагниченности после окончания измерения. Для того чтобы не было наложения на последующее измерение, поперечная намагниченность уничтожается при помощи градиентного или ВЧ-разрушения.

В других методиках остаточную поперечную намагниченность используют и не уничтожают после окончания измерения, а рефазировывают ту часть, которая была дефазирована, для последующего пространственного кодирования. Такую последовательность называют быстрой ИП со стационарной прецессией (FISP).

Последовательность конструктивного вмешательства со стационарным состоянием (CISS) создана для устранения деструктивных артефактов, возникающих при ИП типа FISP.

Использование части ИП СЭ в ИП со стационарным состоянием стало возможным при разработке ИП PSIF. Импульсную последовательность, объединившую части ИП ГЭ и ИП СЭ при совмещении их вкладов в сигнал, назвали двойным эхо стационарного состояния (DESS). ИП с успехом используется для визуализации патологии скелетно-мышечной системы.

Методики градиентного эхо с подготовкой намагниченности

В классической последовательности turboFLASH используется импульс инвертирования перед началом измерений для получения T1-взвешенного контраста. После окончания периода инвертирования

данные собираются при помощи быстрой градиент-эхо последовательности. Такая последовательность дает резкий контраст типа контраста по протонной плотности. Изображения, полученные при использовании ИП типа turboFLASH, бывают немного расплывчатыми. Эта ИП используется для получения обзорных изображений, по которым планируются исследования (локализатор или скаут), а также для контроля перфузии контрастных препаратов. Такая ИП позволяет достичь лучшего T1-взвешивания сравнительно с взвешиванием при использовании ИП СЭ. Полноценное исследование всего головного мозга без пропусков занимает не более 5 минут. Однако следует отметить, что это импульсная последовательность градиентного эхо и она несколько иначе реагирует на введение контрастных веществ, чем традиционная ИП СЭ. Преимуществом ИП типа MPRAGE является то, что она обеспечивает лучший контраст, чем ИП СЭ.

Современные методики параллельного сбора данных

Количество шагов кодирования по фазе является одним из факторов определения продолжительности измерения. Значительное число шагов кодирования по фазе необходимо для пространственного кодирования сигнала от объекта для заданного поля обзора (FOV) и необходимого пространственного разрешения. Максимальная амплитуда и длительность градиента кодирования по фазе дает информацию о самом высоком пространственном разрешении и создает изменение на 180° поперечной намагниченности внутри смежных вокселей. Измерение с таким количеством шагов кодирования по фазе, которое равно количеству линий матрицы в направлении кодирования по фазе, обеспечивает однозначное присваивание значений соответствующим пространственным частотам. Если размеры объекта превышают поле обзора, результатом явится изображение с наложением. Для устранения этих недостатков была предложена матрица нескольких близко расположенных приемных катушек вокруг объекта. Поскольку каждая катушка принимает сигнал от объекта отдельно, но параллельно с другими катушками, этот метод назвали параллельным сбором данных. У каждой фирмы-производителя свои технические подходы. Устранение "свертывания" изображения достигается методом кодирования чувствительности (SENSE). При этом используется информация об изображении для каждого канала катушки. В методике одновременного сбора пространственных гармоник (SMASH) производится "разворачивание" внутри k-пространства. Другие методики для реконструкции с параллельным сбором называют "методиками ножниц", методом Ремера, частично параллельной визуализацией с локализованными чувствительностями (PILS), профилем чувствительности от матрицы катушек для параллельного кодирования и реконструкции (SPACE RIP) и генерализованными частично параллельными сборами с автокалибровкой (GRAPPA).

Методики быстрой визуализации

На сегодняшний день технического развития магнитно-резонансной томографии к быстрым методикам визуализации могут быть отнесены только мето-

дики с использованием множественного эхо. Импульсные последовательности типа FLASH, FISP, CISS, DESS, trueFISP, turboFLASH, MPRAGE и многие другие, ранее считавшиеся быстрыми, в настоящее время являются рутинными для современных аппаратов.

В понятии турбо спин-эхо (TSE) или быстрого спин-эхо (FSE) используются те же эхо, но с новым кодированием по фазе для заполнения заданных линий в k-пространстве. Эта методика заменила традиционное спиновое эхо. Она имеет два основных недостатка. Первый недостаток связан с тем, что в результате малого расстояния между импульсами рефокусирования импульсная последовательность становится менее чувствительной при кровоизлияниях. Второй недостаток связан с избыточной гиперинтенсивностью получаемого сигнала от жировой ткани. Положительной стороной методики TSE является феномен переноса намагниченности. Упомянутая ранее методика IR в сочетании с TSE называется TIR или TIRM по аналогии с сокращениями, которые используются для приложений типа SE. Данная методика имеет преимущества в диагностике перивентрикулярных очагов поражения.

Методика с половиной преобразования Фурье использует модель симметрии k-пространства. Теоретически должно быть достаточным измерить только половину данных из всех тех, которые фактически измеряются. При визуализации с половиной преобразования Фурье предполагается, что потенциальные искажения имеют низкие пространственные частоты и устраняются путем измерения чуть больше половины k-пространства, при этом коррекция фазы производится перед реконструкцией изображения. Методика уменьшает время измерения почти вдвое, но также уменьшает и отношение "сигнал/шум" до 70%, поскольку каждая измеренная линия Фурье содержит информацию о целом объекте. Эта методика называется одиночным турбо спин-эхо с половиной преобразования Фурье (HASTE). Методику можно комбинировать с предшествующим импульсом инвертирования и получить последовательность типа HASTRIM.

Сверхбыстрым методом в настоящее время считается эхо планарная визуализация (ЭПВ — EPI). В классическом примере для получения изображения используется один импульс возбуждения и множество импульсов кодирования по фазе. При помощи этой методики можно получить изображение в течение 80 — 120 мс. На сегодняшний день ее основными ограничениями являются большие геометрические искажения в области лица или костей черепа и ограниченное пространственное разрешение. Подавление сигнала от жира является обязательным при использовании EPI, в противном случае сигнал от жировой ткани будет превалировать. Тем не менее методика имеет важное клиническое применение при изучении диффузии и при проведении функциональной МРТ.

На основе ультрабыстрых методик получения изображений разрабатываются методы МР-флюоро-скопии и спиральной МРТ. Основным их принципом является непрерывное измерение с постоянной корректировкой реального изображения по аналогии с рентгеноскопией. По мере новых разработок МР-флюороскопия становится важным средством для интервенционных вмешательств.

Магнитно-резонансная ангиография

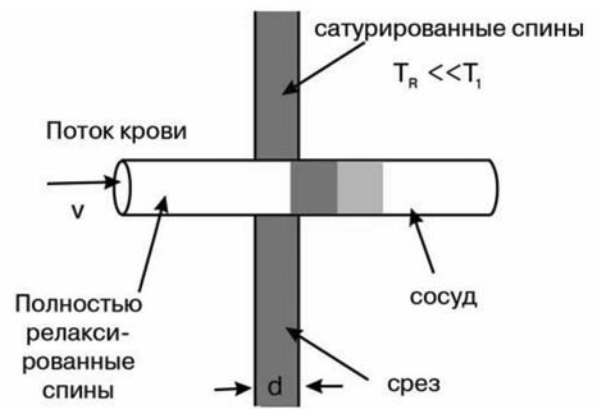


Рис. 16. Принцип ВП МРА. Метод основан на эффекте ненасыщенной крови, втекающей в трехмерный объем визуализации, в котором неподвижная ткань уже насыщена. Ненасыщенная кровь внутри сосуда дает гиперинтенсивный, сравнительно с окружающей тканью, сигнал.

В настоящее время в клинической практике применяются три методики МРА. Времяпролетная МРА (ВП МРА — TOF MRA) основана на перемещении болюса крови из одной области в другую за интервал между возбуждающим и рефокусирующим импульсами (рис. 16).

В фазоконтрастной МРА (ФК МРА — PC MRA) высокий сигнал получается за счет фазового сдвига спинов за определенные промежутки времени. К третьей методике относится МРА с контрастным усилением (МРА с КУ — CE MRA). Последняя методика основана на трехмерной последовательности ГЭ (GRE) с очень короткими временами TE и TR для максимального уменьшения времени исследования и точной регистрации болюса контрастного вещества при его прохождении через область интереса. В методиках МРА используется принцип градиентного рефазирования движения (GMR) и формирования градиентного эхо (GRE) для "плывущих" структур.

Времяпролетная МР-ангиография основана на эффекте ненасыщенной крови, которая втекает в трехмерный объем визуализации, в котором неподвижная ткань уже насыщена. Ненасыщенная кровь внутри сосуда дает гиперинтенсивный, сравнительно с окружающей тканью, сигнал. Для визуализации со-

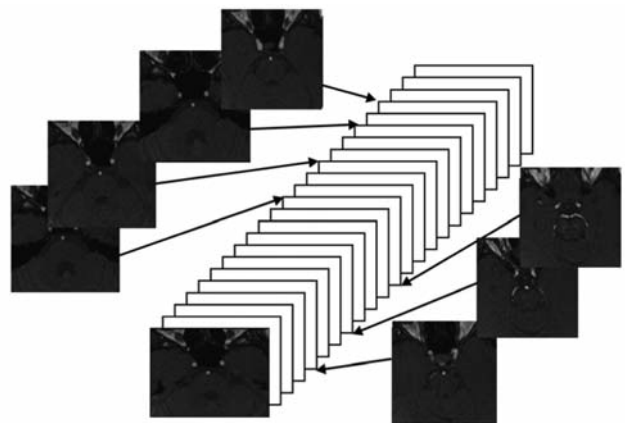


Рис. 17. "Сырые" данные МРА реконструируются с использованием методики проекций максимальной интенсивности (MIP) в объемное трехмерное изображение

судистого дерева реконструированы только сигналы высокой интенсивности, которые продуцируются движущейся кровью (рис. 17).

Сбор данных при МРА может осуществляться с одного или нескольких объемов (рис. 18, 19). Недостатком времяпролетной методики является то, что мелкие сосуды, которые видны на обычном "сыром" срезе, маскируются шумами от более интенсивных сигналов, которые содержатся в смежных срезах. Тем не менее ВП МРА является хорошей методикой быстрой оценки состояния сосудистой системы. Для анализа и оценки сомнительных областей, а также более мелких сосудов необходимо просматривать "сырые" данные МРА. ВП МРА с большим успехом продолжает применяться в нейрорадиологической практике для визуализации экстра- и интракраниальных сосудов.

Двухмерная методика ФК МРА была разработана для визуализации экстракраниальных и периферических артерий. Идея создания методики двухмерной времяпролетной МРА заключалась в том, чтобы каждый срез был "входящим", что должно было значительно улучшить контраст по сравнению с методикой трехмерной времяпролетной МРА, поскольку основным ее недостатком является эффект прогрессирующего насыщения крови, проходящей через объем визуализации. Однако и разработанная методика двухмерной ВП МРА имеет серьезные недостатки, связанные с длительностью измерения и ограниченным охватом исследования. Кроме того, срезы должны быть с существенным перекрытием, в противном случае на реконструированном изображении будут иметь место типичные зубчатые артефакты. Другим, еще более ограничивающим фактором использования этой методики, является быстрое насыщение крови, из-за чего сигнал может "выпадать", имитируя либо, наоборот, скрывая стеноз сосуда или его окклюзию.

В последние годы методика двухмерной ВП МРА заменяется методикой МРА с контрастным усилением, поскольку она является менее сложной и более быстрой в выполнении и не дает большого количества артефактов на изображениях.

При выполнении методики двухмерной ФК МРА вместо сбора информации от множества трехмерных пространств выбирается один толстый срез. Преимуществом такого подхода является относительно короткое время измерения. Однако при этом отмечается снижение соотношения "сигнал-шум" и низкое качество ангиографических изображений. Как правило, в современных системах методика используется в качестве быстрого локализатора для планирования МРА.

Успехи в разработке аппаратных средств дали возможность собирать при МРА трехмерные данные в течение одной задержки дыхания при прохождении болюса контрастного препарата. Методика МРА с КУ в значительной степени повысила возможности метода в диагностике патологии брюшной аорты, ее ветвей, а также периферических артерий. Сама по себе методика достаточно проста. Для ее выполнения ис-

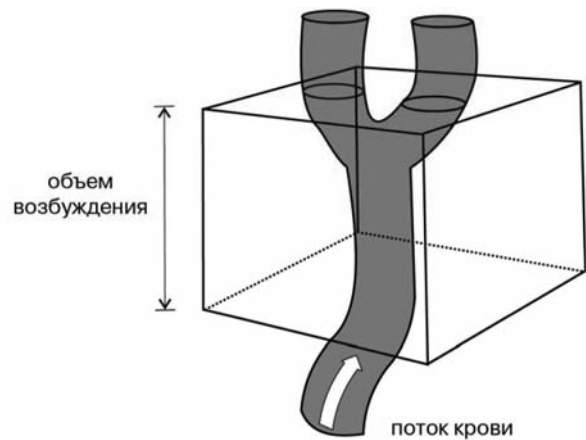


Рис. 18. Принцип сбора данных при ВП МРА в одном объеме (one slab)

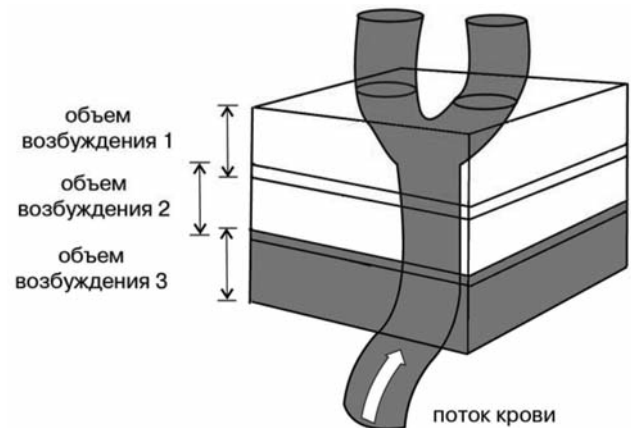


Рис. 19. Принцип сбора данных при ВП МРА в нескольких отдельных объемах (multi slab)

пользуется ИП ГЭ с максимально короткими TE и TR и с небольшим углом возбуждения. Основной задачей методики является визуализация проходящего болюса контрастного вещества. Уменьшение T1 крови вследствие введения парамагнитного КВ дает возможность визуализировать сосудистые структуры без эффектов насыщения. Наиболее важным элементом методики является четкое определение времени от начала введения контрастного препарата до начала сбора данных в области интереса. Время достижения болюса КВ до необходимой области интереса может быть определено до выполнения протокола МРА с КУ при помощи "тест-болюса" и последовательности turboFLASH с обновлением изображения за одну секунду. В качестве альтернативы можно провести МРА с перекрытием. Оператор может использовать методику 2D с отслеживанием болюса, затем ввести болюс КВ при помощи инжектора и полуавтоматически перейти к методике трехмерной МРА с КУ в тот момент, когда болюс достигает области интереса (методики CARE bolus, SURE bolus, SMART bolus и другие). Для охвата больших по протяженности областей интереса фирмами-производителями предлагаются