

ОГЛАВЛЕНИЕ

<i>Предисловие научного редактора к изданию на русском языке</i>	<i>7</i>
<i>Предисловие к изданию на английском языке</i>	<i>8</i>
<i>Благодарности</i>	<i>10</i>
<i>Об авторах</i>	<i>11</i>
<i>Список сокращений</i>	<i>14</i>
Глава 1. Как пользоваться этой книгой	17
ЧАСТЬ 1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ПРАКТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ	41
Глава 2. Параметры и компромиссы выбора между ними	43
Глава 3. Импульсные последовательности	53
Глава 4. Феномены потока и артефакты	75
Глава 5. Техники синхронизации и дыхательной компенсации	85
Глава 6. Подготовка и безопасность пациента	97
Глава 7. Контрастные препараты	106
ЧАСТЬ 2. ЗОНЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	111
Глава 8. Голова и шея	113
Головной мозг	113
Височные доли	128
Задняя черепная ямка и внутренний слуховой проход	135
Гипофизарная ямка	141
Глазницы	147
Околоносовые пазухи	156
Глотка	161
Гортань	168
Щитовидная и паращитовидные железы	174
Слюнные железы	179
Височно-нижнечелюстные суставы	183
Сосудистые исследования	189
Ключевые аспекты	195
Глава 9. Позвоночник	196
Шейный отдел позвоночника	196
Грудной отдел позвоночника	206
Поясничный отдел позвоночника	213
Исследование всего позвоночника	221
Ключевые аспекты	225
Глава 10. Грудь	226
Легкие и средостение	226
Сердце и крупные сосуды	234
Тимус	247
Молочная железа	250

Подмышечная впадина.....	263
Плечевое сплетение.....	266
Ключевые аспекты.....	271
Глава 11. Живот	273
Печень и желчевыводящие пути.....	273
Почки и надпочечники	281
Поджелудочная железа	289
Кишечник	295
Сосудистые исследования	301
Ключевые аспекты.....	305
Глава 12. Таз	306
Предстательная железа.....	306
Прямая кишка и яички.....	314
Матка и шейка матки	318
Ключевые аспекты.....	324
Глава 13. Верхняя конечность	325
Плечевой сустав.....	325
Плечо.....	336
Локтевой сустав	343
Предплечье	352
Запястье и кисть.....	358
Ключевые аспекты.....	367
Глава 14. Нижняя конечность	368
Тазобедренный сустав	368
Бедро.....	379
Коленный сустав.....	386
Большеберцовая и малоберцовая кости	396
Голеностопный сустав.....	402
Стопа.....	411
Сосудистые исследования	417
Ключевые аспекты.....	426
Глава 15. Магнитно-резонансная томография в педиатрии.....	427
Ключевые аспекты.....	480
<i>Предметный указатель</i>	<i>481</i>

ПРЕДИСЛОВИЕ НАУЧНОГО РЕДАКТОРА К ИЗДАНИЮ НА РУССКОМ ЯЗЫКЕ

Каждая книга, имеющая успех, рождается несколько раз. Сначала — в голове ее создателя, затем в виде набранного на мониторе компьютера текста, после этого книга поселяется не на одном экране редакторов, корректоров, верстальщиков и других сотрудников издательства, и наконец, как бабочка из кокона, она появляется в виде бумажного экземпляра, осчастливившая читателя своим перворождением в бумажном виде. Дальше — как повезет. Книге «Лучшие практики МРТ-исследований» (Handbook of MRI Technique, 5th edition) повезло многократно: она несколько раз рождалась на родине и вот теперь рождается на российской земле.

Безусловно, как бы ни была хороша книга, всех всегда интересует имя ее автора. И таким автором, подарившим читателям столь ценную книгу, является Кэтрин Уэстбрук (Catherine Westbrook), уже известная нашим читателям по переведенным на русский язык не менее важным для развития нашей специальности книгам.

Книга-напоминалка, книга-букварь, книга-справочник — как ни назови творение Кэтрин Уэстбрук и ее коллег, оно все равно остается настольной книгой для зубров лучевой диагностики и трепещущих новичков.

Новичкам даю ценный совет: проштудируйте книгу, внося ее в рабочую зону и держа на виду, когда сидите за консолью. Все, что написано (кроме предостережений об опасности), проверьте сами. Вы убедитесь, что авторы писали текст осознанно. Он не то чтобы выстрадан (как принято писать в эмоциональных романах), но реально ощущаешь, что все описанное было проделано и проверено до этого собственными руками.

Такую книгу переводить, надеюсь, было легко. Во всяком случае, я получал удовольствие от чтения качественного перевода. Лишь некоторые элементы перевода показались принадлежащими сфере моей компетенции (каким профессиональным ни был бы перевод, научное редактирование необходимо для придания тексту живого звучания за счет профессионального сленга, привычного уху и глазу специалистов в данной языковой среде).

Я всегда был приверженцем бумажной хорошей книги. Именно хорошей. И никогда не поддерживал затеи с тратой мелованной бумаги на шикарные глянцевые журналы и различные буклеты мероприятий, которые становились историей через пару дней после их открытия и завершения.

Хорошие профессиональные книги нужно хранить. Они — внешние резервы нашей памяти, которые никогда не подведут, даже если внезапно отключат Интернет. Правда, при отключенном электричестве останется лишь читать наши книги при свечах в надежде на светлое будущее.

Хорошего всем настроения, и обязательно прочтите книгу до конца. Она ценна тем, что читать ее можно с любой страницы. Главное, при каждом прочтении извлекайте Знания для того, чтобы накапливать Опыт.

Академик РАН, профессор Г.Г. Кармазановский

ПРЕДИСЛОВИЕ

К ИЗДАНИЮ НА АНГЛИЙСКОМ ЯЗЫКЕ

Руководство «Лучшие практики МРТ-исследований» сегодня стало уже настольной книгой для многих специалистов по МРТ-диагностике во всем мире. Благодаря ей начинающий диагност сможет ознакомиться с техниками и протоколами исследований, а более опытным специалистом она поможет улучшить качество получаемых изображений и навыки выявления и устранения наиболее распространенных артефактов. В этом, уже пятом, издании я постаралась сохранить цели и задачи предыдущих изданий и вместе с тем представить читателю ряд новшеств, появившихся за последние годы. Важный вклад в освещение этих новшеств в настоящем издании и их практическое применение внесли опытные специалисты по МРТ-диагностике из Великобритании, Соединенных Штатов Америки и Европы. Это по-настоящему международное сотрудничество, которое, я надеюсь, станет одним из первых шагов к стандартизации техник МРТ-исследований.

Книга состоит из двух частей. В части 1 объединены основные теоретические и практические аспекты МРТ-диагностики. Главы, посвященные импульсным последовательностям, кардиосинхронизации, подготовке и безопасности пациентов и используемых контрастных препаратов, значительно расширены и обновлены. Часть 2 представляет собой пошаговое руководство по исследованиям каждой анатомической области тела. В ней описывается большинство наиболее часто применяемых техник МРТ-диагностики, а в новом издании она дополнена разделами, посвященными исследованию кишечника и простаты. Обновлены и другие разделы, которые теперь включают такие техники исследования, как спектроскопия. Кроме того, в этом издании появилась новая глава, посвященная МРТ-исследованиям у детей. Для каждой анатомической области есть свой раздел, который разбит на подразделы, включающие показания, положение пациента, оснащение, рекомендуемые протоколы сканирования, наиболее распространенные артефакты и советы по оптимизации качества изображений. Также представлены техническое руководство и рекомендации по использованию контрастных средств. Помимо этого, каждый раздел включает ключевые факты, касающиеся исследуемой области, а в раздел, посвященный вопросам общей анатомии, включены специально подобранные компьютерные диаграммы. Также в пятом издании появились отдельные разделы, посвященные разметке срезов, в которых приводятся критерии разметки и новые локализационные изображения (любезно предоставленные компанией ScanLabMR), а также добавлено много новых клинических изображений.

Книга представляет собой руководство по работе с МР-сканерами и предназначена в первую очередь для повышения квалификации пользователей

этих систем. Книга должна стать особенно полезной специалистам, готовящимся к сертификации по своей специальности, проходящим курсы постдипломного повышения квалификации или готовящимся к получению магистерской степени, а также ассистентам, лаборантам и рентгенологам, желающим углубить свои знания в области МРТ-диагностики. Я и помогавшие мне в составлении этого издания авторы надеемся, что нам удастся достичь этих целей.

Кэтрин Уэстбрук

Глава 1

Как пользоваться этой книгой

ВВЕДЕНИЕ

Эта книга написана таким образом, чтобы пошагово и доступно объяснить читателю суть наиболее часто применяемых в настоящее время протоколов МРТ-исследований. Книга разделена на две части.

Первая часть включает описание или обзоры теоретических и практических аспектов, часто встречающихся и обсуждаемых во 2-й части книги. К таким аспектам относятся следующие.

- Параметры и компромиссы выбора между ними.
- Импульсные последовательности.
- Феномены потока и артефакты.
- Техники синхронизации (гейтинга) и дыхательной компенсации (ДК).
- Подготовка и безопасность пациента.
- Контрастные препараты.

Вторая часть книги делится на следующие главы и разделы, соответствующие областям исследования.

- Голова и шея.
- Позвоночник.
- Грудь.
- Живот.
- Таз.
- Верхняя конечность.
- Нижняя конечность.
- Исследования у детей.

Разбор каждой анатомической области далее делится на подглавы, соответствующие отдельным исследованиям. К примеру, глава «Голова и шея» включает подглавы, посвященные визуализации головного мозга, лобных долей, турецкого седла и т.д. В рамках каждого исследования выделяются следующие подразделы.

- Общая анатомия.
- Наиболее частые показания.
- Оснащение.
- Положение пациента.
- Разметка срезов.
- Рекомендуемый протокол.
- Оптимизация изображений.
- Состояние пациента.
- Использование контрастного вещества.

ОБЩАЯ АНАТОМИЯ

С тем чтобы упростить восприятие информации читателем, для большинства зон исследования представлены простые анатомические схематические изображения.

НАИБОЛЕЕ ЧАСТЫЕ ПОКАЗАНИЯ

Это большинство самых распространенных показаний к проведению исследования каждой конкретной области, однако иногда здесь будут указываться и относительно редкие показания.

ОСНАЩЕНИЕ

В этом подразделе приводится перечень оборудования, необходимого для исследования, в том числе тип катушки, электроды для синхронизации, датчик дыхания и иммобилизующие устройства. Правильное применение техник синхронизации и ДК обсуждается в 1-й части книги (см. «*Техники синхронизации и дыхательной компенсации*»). Описываемые типы катушек — это наиболее распространенные из имеющихся на сегодняшний день. К ним относятся следующие.

- **Объемные катушки** — одновременно являются передатчиками и приемниками радиочастотных (РЧ) импульсов и более точно называются трансиверами. Большинство таких катушек — квадратурные катушки, то есть они состоят из двух пар катушек, передающих и принимающих сигнал, за счет чего достигается улучшение соотношения сигнала и шума (SNR). Преимуществом использования таких катушек является охват довольно значительной области тела и формирование однородного сигнала в пределах всей области визуализации (FOV). Примером такого типа катушки является катушка для тела.
- **Катушки с линейной фазовой решеткой** состоят из множества катушек и приемников. Сигналы от приемников каждой катушки комбинируются с формированием единого изображения. Преимущества таких катушек включают малый размер каждой катушки (улучшенное SNR) и относительно большой объем катушек (увеличенная зона покрытия). Именно поэтому линейные фазные катушки используются либо для исследования больших анатомических областей, например всего длинника спинного мозга, либо для усиления однородности и интенсивности сигнала в пределах небольшой анатомической зоны, например молочной железы.
- **Катушки с объемной фазовой решеткой (параллельная визуализация)** используют данные от нескольких катушек или каналов, расположенных вокруг зоны исследования, с тем чтобы либо сократить время сканиро-

вания, либо увеличить разрешение. Для этого требуется дополнительное программное обеспечение и оборудование. Последнее включает несколько катушек, расположенных перпендикулярно друг к другу, или одну катушку с несколькими каналами. Количество катушек/каналов варьирует, однако чаще всего составляет от 2 до 32, а в случае кардио-визуализации — до 128. В ходе сканирования каждая катушка заполняет собственные линии k-пространства (например, если используются вместе две катушки, одна заполняет четные линии k-пространства, другая — нечетные. Таким образом, k-пространство заполняется либо в 2 раза быстрее, либо с вдвое более высоким фазным разрешением в течение одного и того же времени сканирования). Количество используемых катушек/каналов называется фактором редукции и, по сути своей, подобно турбо-фактору/длине эхотрейна [Echo Train Length (ETL)] в последовательностях быстрого спинного эха [Fast Spin Echo (FSE)] (см. «Импульсные последовательности» в 1-й части книги). Каждая катушка/канал формирует отдельное изображение, которому нередко сопутствуют артефакты наложения (см. раздел «Феномены потока и артефакты» в 1-й части книги). Программные средства, называемые кодированием чувствительности, и другие дополнительные алгоритмы удаляют этот артефакт и объединяют изображения от каждой катушки/канала с формированием единого изображения. Эта технология используется при большинстве исследований и с любой импульсной последовательностью. Чаще всего такие вопросы в книге обсуждаются в разделе «Оптимизация изображений» во 2-й части книги.

- **Поверхностные/локальные катушки** традиционно используются для улучшения SNR, когда исследуемые структуры располагаются близко к поверхности кожи. Обычно такие катушки имеют форму, соответствующую форме определенной области тела, и они лишь принимают сигнал. По сравнению с объемными поверхностные катушки увеличивают SNR. Это обусловлено тем, что они располагаются близко к области исследования и поэтому усиливают амплитуду сигнала, генерируемого катушкой, а шум образуется только вокруг катушки. Однако поверхностные катушки принимают сигнал только в пределах своих границ и глубины, равной диаметру проводящей петли катушки. Для визуализации более глубоко-расположенных структур тела должны использоваться объемные, линейные или объемные фазные катушки либо поверхностная катушка должна быть введена в естественное отверстие тела (например, ректальная катушка).

Выбор катушки для любого исследования является важнейшим фактором, определяющим SNR получаемого изображения. При использовании любого типа катушки помните следующее.

- Убедитесь в целостности соединительных кабелей.
- Убедитесь, что катушка подключена правильно и используется правильный коннекторный блок.

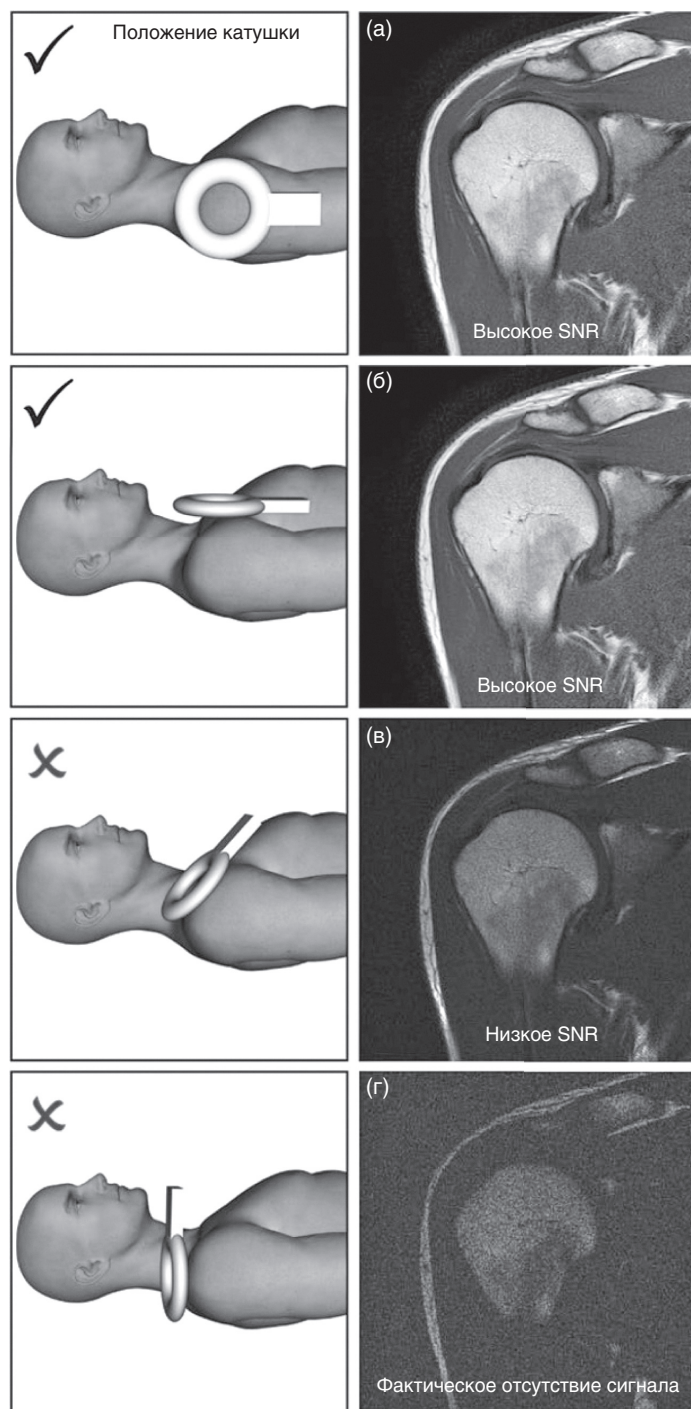


Рис. 1.1. Правильное расположение плоской поверхностной катушки. SNR — соотношение сигнала и шума

- Убедитесь, что принимающая сторона катушки обращена к пациенту. Обычно эта сторона соответствующим образом маркирована. Обратите внимание: обе стороны катушки могут принимать сигнал, однако катушки делаются таким образом, что одна из сторон специально оптимизирована для этого. Особенно этот аспект важен для фигурных катушек, соответствующих форме определенной области тела. Если катушка обращена к пациенту не той стороной, сигнал будет теряться, что отразится на качестве изображения.
- Расположите катушку как можно ближе к области исследования.
- Катушка не должна напрямую касаться кожи пациента, поскольку во время исследования она может нагреваться и тем самым вызывать дискомфорт. Для изоляции кожи между ней и катушкой обычно достаточно поместить небольшую поролоновую прокладку или тонкий лист бумаги.
- Убедитесь, что катушка не двигается. Движение катушки во время исследования приводит к смещению изображения!
- Всегда следите за тем, чтобы принимающая сторона катушки располагалась параллельно длинной (Z) оси магнита. Это гарантирует, что поперечный компонент намагничивания будет перпендикулярен катушке, а это способствует индукции максимально интенсивного сигнала. Расположение катушки под углом к этой оси или параллельно осям X или Y ведет к потере сигнала (**рис. 1.1**). Обратите внимание, что оси, о которых здесь идет речь, относятся к сверхпроводящим магнитам. В открытых системах оси могут обозначаться по-другому, хотя принцип остается прежним. Для генерирования сигнала в любой системе принимающая катушка должна располагаться перпендикулярно поперечному компоненту намагничивания.

ПОЛОЖЕНИЕ ПАЦИЕНТА

В этом пункте описываются правильное расположение пациента, положение пациента относительно катушки и надлежащие техники иммобилизации. Центрирующие и поверхностные ориентиры описываются относительно лучей системы лазерной подсветки (**рис. 1.2**).



Рис. 1.2. Расположение центрирующих лучей

- **Продольный центрирующий луч** — это луч, следующий **параллельно** туннелю магнита в **оси Z**.
- **Горизонтальный центрирующий луч** — это луч, следующий **слева направо** в туннеле магнита в **оси X**.
- **Вертикальный центрирующий луч** — это луч, следующий **сверху вниз** относительно магнита в **оси Y**.

Следующие области тела сканируются в положении пациента головой к магниту, о чем также сказано в 2-й части книги:

- голова и шея (все зоны);
- шейный, грудной отдел позвоночника и позвоночник целиком;
- грудь (все зоны);
- живот (области выше подвздошных гребней);
- плечевые суставы и верхние конечности (за исключением случаев, для которых предписывается другое).

Остальные анатомические области сканируются в положении пациента ногами к магниту:

- таз;
- тазобедренные суставы;
- нижние конечности.

РАЗМЕТКА СРЕЗОВ

В этом разделе описываются анатомические ориентиры, используемые для разметки и ориентации плоскостей сканирования в пределах каждой области исследования. Все протоколы исследования начинаются с трехплоскостной локализации, на основе которой размечаются необходимые срезы. Координаты сканирования для трехплоскостной локализации выбираются по меньшей мере в одной плоскости исследования.

РЕКОМЕНДУЕМЫЙ ПРОТОКОЛ

В этом пункте приводятся лишь общие рекомендации. Практически в каждом центре используются различные протоколы исследования в зависимости от типа сканера и тех или иных предпочтений. Однако представленная здесь информация будет полезна тем техникам (рентген-лаборантам), которые работают без врача-рентгенолога, либо в тех случаях, когда то или иное исследование выполняется настолько редко, что ни рентгенолог, ни техник (рентген-лаборант) не знают точно, как лучше его провести. Представленные в книге протоколы в основном ограничиваются плоскостью сканирования, типом взвешивания, рекомендуемым выбором импульсной последовательности и обоснованием, почему используется именно она. Более детально рекомендуемые параметры исследования описаны в **табл. 2.1**.

Необходимо отметить, что все представленные протоколы исследований являются отражением лишь опыта и практических предпочтений авторов. Однако описанные в этом разделе протоколы считаются наиболее часто используемыми. В большинстве исследований есть раздел «Дополнительные техники». Это последовательности, которые мы не рассматриваем как рутинные, но ко-

торые также могут включаться в протокол исследования. Конечно же, для кого-то то, что мы здесь называем «дополнительным», может быть самой что ни на есть «рутиной», и наоборот.

ОПТИМИЗАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ

Этот раздел подразделяется следующим образом.

Технические вопросы: этот пункт включает взаимосвязи SNR, CNR, пространственным разрешением со временем сканирования в отношении каждого исследования. Здесь описываются приемы, позволяющие оптимизировать названные параметры (см. «*Параметры и компромиссы выбора между ними*» в 1-й части книги). Также обсуждается правильное применение импульсных последовательностей и различных вариантов визуализации (также см. «*Импульсные последовательности*» в 1-й части книги).

Проблемы артефактов: этот пункт содержит описание наиболее распространенных артефактов и способы их устранения и предупреждения (также см. «*Феномены потока и артефакты*» в 1-й части).

СОСТОЯНИЕ ПАЦИЕНТА

В этом пункте рассматриваются проблемы, связанные с состоянием пациента, в том числе вызванным имеющимися у него симптомами или клаустрофобией. Даются советы, как можно преодолеть эти проблемы (также см. «*Подготовка и безопасность пациента*» в 1-й части книги).

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОНТРАСТНОГО ВЕЩЕСТВА

В этом разделе обсуждаются показания к применению контрастного вещества при исследовании каждой конкретной области. Вновь нужно отметить, что использование контрастных препаратов в значительной степени варьирует в зависимости от принятых в том или ином центре протоколов. Данный раздел представлен лишь в качестве общих рекомендаций (также см. «*Контрастные препараты*» в 1-й части книги).

РЕЗЮМЕ

Для получения максимально эффективных результатов исследований постоянно придерживайтесь в своей работе следующих 10 пунктов.

1. Внимательно анализируйте все свои случаи и в каждом конкретном выбирайте наиболее подходящие протоколы исследования.
2. Сохраняйте гибкость в выборе протокола исследования с тем, чтобы учесть особенности каждого конкретного клинического случая.
3. Регулярно анализируйте проведенные вами исследования и сравнивайте их с современными наилучшими эталонами.
4. Ставьте перед собой четкие диагностические задачи, в том числе минимальное количество последовательностей, необходимых для получения информативного в диагностическом/клиническом отношении результата.

5. Регулярно пересматривайте применяемые вами протоколы и процедуры.
6. Учитывайте возможности вашей диагностической системы.
7. Не забывайте об имеющихся у вас ограничениях и при необходимости направляйте пациента в другой центр. Это лучше, чем проводить исследование с риском, что оно окажется неполным или неинформативным с диагностической точки зрения.
8. Регулярно изучайте и учите других новым методам исследования и/или новым возможностям системы.
9. Станьте «параноиком безопасности», чтобы ваше диагностическое подразделение не стало жертвой какого-либо неприятного, связанного с МРТ инцидента.
10. И самое важное — любите своих пациентов и оказывайте им помощь на уровне только самых высоких стандартов качества.

ТЕРМИНЫ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ ВО 2-Й ЧАСТИ КНИГИ

Где возможно, в этой книге для описания различных импульсных последовательностей и вариантов визуализации используются общепринятые универсальные термины. Их объяснение вы найдете в разных разделах 1-й части книги. Во избежание разночтений будут использоваться следующие специальные термины.

- **Подавление тканей:** включает все техники подавления, в том числе насыщение (FAT SAT) жира, спектрально селективную инверсию-восстановление (SPIR) и методы Диксона.
- **Обнуление момента градиента (GMN):** перефазировка момента градиента (GMR) и компенсация потока (FC).
- **Передискретизация:** предупреждение разворота фазы, феномена наложения сигналов (антиалиасинг) и спектров.
- **Прямоугольное/асимметричное FOV:** прямоугольное FOV.
- **Дыхательная компенсация (ДК):** переназначение направления фазы и техники респираторной синхронизации.

Сокращения используются в книге для упрощения восприятия материала. Их расшифровку вы можете найти в разделе «Список сокращений». Кроме того, в **табл. 1.1** представлены параметры разметки срезов для каждого типа исследования из 2-й части книги, а в **табл. 3.1** (см. «Импульсные последовательности» в 1-й части) приводится сравнение акронимов, используемых определенными производителями оборудования для описания тех или иных импульсных последовательностей и вариантов визуализации.

Таблица 1.1. Критерии разметки срезов

Область	Плоскость	Угол	Разметка	Покрытие
Головной мозг	Сагиттальная	Параллельно серпу головного мозга	Боковые границы каждой височной доли	От большого затылочного отверстия до темени и от затылка до лобной доли

Глава 2

Параметры и компромиссы выбора между ними

ВВЕДЕНИЕ

В этом разделе в основном рассматриваются термины, обсуждаемые в подразделе «Технические вопросы» раздела «Оптимизация изображений», выделенного в составе каждого исследования во 2-й части книги. Именно поэтому здесь мы остановимся на них лишь вкратце.

Основными характеристиками, определяющими качество изображения, являются:

- соотношение сигнала и шума (SNR);
- соотношение контраста и шума (CNR);
- пространственное разрешение;
- время сканирования.

Каждый из названных факторов определяется конкретными параметрами, и каждый из них становится компромиссом по отношению к остальным. В данном разделе описываются используемые параметры и возможные компромиссные отступления от них. Рекомендуемые параметры перечислены в **табл. 2.1** и должны быть универсальными для большинства диагностических систем. Однако параметры взвешивания зависят, например, от напряженности магнитного поля, поэтому если вы работаете с экстремально низким магнитным полем или, наоборот, полем высокой напряженности, может потребоваться некоторая модификация приведенных значений.

СООТНОШЕНИЕ СИГНАЛА И ШУМА

SNR определяется как отношение амплитуды сигнала, принятого катушкой, к средней амплитуде шума. Сигнал — это напряжение, образующееся в принимающей катушке, а шум — постоянная величина, зависящая от области, исследование которой проводится, и фонового электрического шума системы. SNR можно увеличить, используя:

- импульсные последовательности стандартного спинного эха (CSE) и быстрого либо турбоспинного эха (FSE/TSE);
- длительное время повторения (TR) и короткое время эха (TE);
- угол переворота 90° во всех последовательностях спинного эха или угол Эрнста в последовательностях градиентного эха (GRE);
- хорошо настроенную и правильно подобранную по размеру катушку;
- большую матрицу;

Таблица 2.1. Значения параметров

1,5 T		3 T	
CSE		CSE	
Короткое TE Длинное TR Короткое TE Длинное TR	Минимум 30 мс 70 мс+ 300–700 мс 2000 мс+	Короткое TE Длинное TR Короткое TE Длинное TR	Минимум 15 мс 70 мс+ 400–800 мс 2500 мс+
FSE/TSE		FSE/TSE	
Короткое TE Длинное TR Короткое TE Длинное TR Короткая ETL/TF Длинная ETL/TF	Минимум 20 мс 90 мс+ 400–600 мс 4000 мс+ 2–6 20+	Короткое TE Длинное TR Короткое TE Длинное TR Короткая ETL/TF Длинная ETL/TF	Минимум 15 мс 90 мс+ 600–900 мс 4000 мс+ 2–6 20+
IRT1		IRT1	
Короткое TE Длинное TR TI Короткая ETL	Минимум 20 мс 3000 мс+ Короткое или обну- ление ткани 2–6	Короткое TE Длинное TR TI Короткая ETL	Минимум 20 мс 3500 мс+ Короткое или обну- ление ткани 2–6
STIR		STIR	
Длинное TE Длинное TR Короткое TI Длинная ETL/TF	60 мс+ 3000 мс+ 100–175 мс 20+	Длинное TE Длинное TR Короткое TI Длинная ETL/TF	60 мс+ 3000 мс+ 210 мс 20+
FLAIR		FLAIR	
Длинное TE Длинное TR Длинное TI Длинная ETL/TF	80 мс+ TR ≥4×TI 1700–2500 мс 20+	Длинное TE Длинное TR Длинное TI Длинная ETL/TF	80 мс+ TR ≥4×TI 1700–2500 мс 20+
Когерентное GRE		Когерентное GRE	
Короткое TE Длинное TR Угол поворота	10–15 мс <50 мс 30–45°	Короткое TE Длинное TR Угол поворота	10–15 мс <50 мс 30–45°
Некогерентное GRE		Некогерентное GRE	
Короткое TE Длинное TR Угол поворота	Минимум <50 мс 30–45°	Короткое TE Длинное TR Угол поворота	Минимум <50 мс 30–45°

Окончание табл. 2.1

1,5 T		3 T	
Сбалансированное GRE		Сбалансированное GRE	
Короткое TE Короткое TR Угол переворота	Минимум Минимум >35°	Короткое TE Короткое TR Угол переворота	Минимум Минимум >35°
GRE с рефокусировкой эха		GRE с рефокусировкой эха	
TE (эффективное) TR Угол переворота	Минимум <50 мс 30–45°	TE (эффективное) TR Угол переворота	Минимум <50 мс 30–45°
Толщина среза 2D		Толщина среза 3D	
Тонкий Средний Толстый	<1 мм/1 мм 2–4 мм 5 мм+	Тонкий Толстый	<1 мм/1 мм 2–4 мм
FOV		Матрица	
Малая Средняя Большая	<160 мм 160–300 мм 300 мм+	Большая Средняя Тонкая Очень тонкая	<256×128 256/512×256 512×512 >1024×1024
NEX/NSA		Число срезов 3D	
Короткое Среднее Высокое/ множественное	1 или менее 2–3 4+	Малое Среднее Большое	<32 64 >128
PC-MRA 2D и 3D		TOF-MRA 2D	
TE TR Угол переворота VENC венозной крови VENC артериаль- ной крови	Минимум 25–33 мс 30° 20–40 см/с 60 см/с	TE TR Угол переворота	Минимум 28–45 мс 40–60°
		TOF-MRA 3D	
		TE TR Угол переворота	Минимум 25–50 мс 20–30°

Источник: Catherine Westbrook and John Talbot, MRI in Practice, 5th ed., John Wiley & Sons, 2019.

- большое FOV;
- более толстые срезы;
- относительно узкую частотную полосу приемника;
- усреднения сигнала высшего порядка [число возбуждений (NEX)/число усреднений сигнала (NSA)].

Во 2-й части книги, когда речь идет о NSA (NEX/NSA), рекомендуется пользоваться следующими терминами и примерными значениями:

- малое NEX/NSA — это 1 и менее (частичное усреднение);
- среднее NEX/NSA — 2/3;
- большое или многократное NEX/NSA — 4 и более.

СООТНОШЕНИЕ КОНТРАСТА И ШУМА

CNR определяется как разница в SNR между двумя смежными областями. Оно определяется теми же факторами, что и SNR. Все исследования должны включать изображения с хорошим CNR между патологическими изменениями и нормальными окружающими структурами. В таких случаях патологический очаг хорошо визуализируется. CNR между патологическими изменениями и другими структурами можно увеличить следующими средствами:

- введением контрастных препаратов;
- использованием T2-взвешенных последовательностей;
- подавлением сигнала нормальных тканей за счет использования техник подавления или последовательностей, которые обнуляют сигнал определенных тканей: инверсия-восстановление с коротким временем инверсии (STIR), инверсия-восстановление с ослаблением сигнала жидкости (FLAIR) и последовательности с подготовленной намагниченностью;
- использованием последовательностей, которые усиливают сигнал потока, например времяпролетных последовательностей [время пролета (TOF)].

ТЕХНИКИ ПОДАВЛЕНИЯ СИГНАЛА ТКАНЕЙ

CNR увеличивается путем подавления сигнала тканей, которые не представляют диагностической важности, чем достигается улучшение визуализации тканей, важных в диагностическом отношении. Чаще всего подвергается обнулению или подавлению при MPT-исследовании сигнал жировой ткани, и в большинстве протоколов, описываемых во 2-й части книги, эта техника называется **жироподавлением**.

Техника жироподавления чаще всего используется для того, чтобы отличить жировую ткань от усиленных контрастом патологических изменений в T1-взвешенных последовательностях и в FSE/TSE T2-взвешенных последовательностях, в которых жировая ткань и патологические изменения нередко выглядят изоинтенсивно. Однако сигнал любой ткани может подавляться с помощью последовательности инверсии-восстановления (IR) и некоторых техник насыщения, используемых для обнуления сигнала воды или фоновых тканей. Более подробно подавление тканей, отличных от жировой ткани, разбирается в соответствующих главах 2-й части книги.

Существует несколько способов подавления сигнала жировой и других тканей.

Химическое преднасыщение: перед возбуждающим импульсом FOV насыщается 90° насыщающим импульсом с частотой прецессии, специфичной для жира или воды. Таким образом, при считывании эхосигнала сигнал «насыщенных» тканей не считывается.

Спектральное преднасыщение (см. «Импульсные последовательности»). В момент инверсии (TI), который соответствует нулевой точке ткани, применяется 90° возбуждающий импульс. При считывании эхосигнала сигнал «насыщенных» тканей не считывается.

Техника Диксона (двух- или трехточечная): реконструкция изображения проводится только на основании протонов воды. В таком «водяном» изображении нет информации от протонов жировой ткани. Получаемые таким образом изображения выглядят аналогично изображениям, получаемым с использованием вышеописанных техник преднасыщения, с тем лишь отличием, что последние основаны на химическом сдвиге между жиром и водой (из-за разницы в их частотах прецессии). Получаемые изображения зависят от того, находятся магнитные моменты жира и воды в фазе или в противофазе по отношению друг к другу. В отличие от техник насыщения, эта техника может применяться после контрастирования гадолинием, при любой напряженности магнитного поля и является очень мощным инструментом подавления сигнала тканей. Некоторые производители оборудования используют эту технику для формирования четырех изображений за одну последовательность (вода, жир, фазовое, внефазовое).

ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ

Пространственное разрешение — это возможность различения двух отдельных точек на изображении. Оно определяется размером вокселя. Увеличение пространственного разрешения можно добиться за счет выбора:

- тонких срезов;
- мелких матриц;
- небольшого FOV.

Описанные критерии подразумевают, что используется квадратное FOV, потому как, если используется отличная от квадратной матрица, пиксели становятся прямоугольными и разрешение теряется. Некоторые системы используют квадратные пиксели, поэтому фазовая матрица определяет размер FOV вдоль оси кодирования фазы. В таком случае разрешение сохраняется, поскольку пиксели всегда имеют квадратную форму. Однако размер FOV может быть недостаточным для требуемого покрытия зоны исследования в направлении кодирования фазы, и любая попытка увеличить его приведет к удлинению времени сканирования. Кроме того, SNR нередко снижается из-за использования квадратных пикселей меньшего размера. С целью упрощения в разделах 2-й части книги предлагается использование квадратного FOV, за счет чего разрешение изображения определяется размером фазовой матрицы, а не размером FOV.

Во 2-й части при обсуждении пространственного разрешения используются следующие термины и примерные значения. Первое число означает матрицу частот, а второе — фазовую матрицу (см. также **табл. 2.1**):

- большая матрица — 256×128 или 256×192 ;
- средняя матрица — 256×256 или 512×256 ;
- мелкая матрица — 512×512 ;
- очень мелкая матрица — любая матрица с числом ячеек 1024×1024 и выше;
- малое FOV — обычно менее 16 см или 160 мм;
- большое FOV — более 30 см или 300 мм;
- тонкий срез/интервал — 1 мм/1 мм (или тоньше) — 3 мм/1 мм;
- средний срез/интервал — 4 мм/2–6 мм/2,5 мм;
- толстый срез/интервал — 7 мм/3 мм и более.

ВРЕМЯ СКАНИРОВАНИЯ

Время сканирования — требующееся для завершения сбора данных. Время сканирования можно уменьшить за счет использования:

- короткого TR;
- большой фазовой матрицы;
- максимально низкого NEX/NSA.

Помимо SNR, CNR, пространственного разрешения и времени сканирования в упомянутом выше подразделе «*Технические вопросы*» также описываются следующие факторы формирования изображений.

- **Прямоугольное FOV:** во 2-й части книги часто обсуждается использование прямоугольного FOV. Это дает возможность сбора данных в мелкие матрицы за время, присущее большим матрицам. Наиболее эффективен такой способ, если анатомическая область соответствует форме прямоугольника, например сагиттальный срез позвоночника. Длинная ось прямоугольника обычно соответствует оси частотного кодирования, а короткая — оси фазового кодирования. Этот момент очень важен, поскольку некоторые артефакты, связанные с фазовым кодированием, например изображения-призраки (гостинг) или наложение сигналов (алиасинг), возникают вдоль короткой оси прямоугольника. Размер фазовой оси обычно выражается как доля, или процент, частотной оси, например 75%. В некоторых системах использование прямоугольного FOV и передискретизация несовместимы друг с другом. В таких случаях образующие сигнал структуры за пределами FOV вдоль более короткой фазовой оси разворачиваются и наслаиваются на основное изображение. Для устранения этого артефакта можно увеличить FOV, использовать импульсы пространственного преднасыщения, чтобы подавить нежелательный сигнал, или, при наличии такой функции, увеличить длину короткой оси, чтобы включить в FOV все структуры, генерирующие нежелательный сигнал (см. «*Феномены потока и артефакты*»).
- **Радиальное k-пространство:** это недекларов способ заполнения k-пространства. Данные при этом заполняются не рядами, а полосами, которые

вращаются вокруг центральной точки k-пространства. Основным преимуществом этой техники является то, что, поскольку данные в центре k-пространства усредняются в течение каждого TR, артефакт движения в значительной степени подавляется. Поэтому такая техника чаще всего используется там, где вероятней всего появление артефакта движения. Недостатком является возможное увеличение времени сканирования.

- **Центричное k-пространство:** в центричном k-пространстве первыми заполняются центральные линии, а затем внешние. Этот метод обеспечивает оптимизацию значений сигнала и контраста, поскольку данные собираются до того, как сигнал в значительной степени угаснет. В основном такая техника используется в последовательностях быстрого GRE.
- **Объемная визуализация,** или 3D-сканирование, предполагает сбор данных из объемного участка, либо пласта, тканей и затем применения дополнительного фазового кодирования вдоль оси выбора среза. Таким образом, получаются очень тонкие срезы без интервалов между ними, а массив данных можно визуализировать в любой плоскости. Однако время сканирования для формирования таких изображений зависит не только от TR, фазовой матрицы и NEX/NSA, но также и от числа локализаций срезов в объеме тканей. Именно поэтому время сканирования существенно удлиняется по сравнению с 2D-визуализацией. По этой причине для 3D-визуализации часто используются быстрые последовательности, например последовательности в устойчивом состоянии и FSE/TSE (см. «Импульсные последовательности»). Для сохранения пространственного разрешения во всех плоскостях воксели должны быть изотропными, то есть они должны иметь одинаковые размеры во всех трех плоскостях. Это достигается выбором квадратной матрицы и толщины среза, равной размеру пикселя или меньше. К примеру, если выбран размер матрицы 256×256 и FOV 256 мм, размер вокселя $1 \times 1 \times 1$ мм достигается при толщине среза 1 мм. При увеличении FOV срез должен быть несколько толще. Недостатком изотропных вокселей, однако, является снижение SNR вследствие использования вокселей меньшего размера. Кроме того, для визуализации всего объема тканей может потребоваться больше срезов, что неизбежно ведет к увеличению времени сканирования. До некоторой степени это компенсируется тем, что отсутствуют интервалы между срезами и больший объем ткани подвергается возбуждению, в результате чего продуцируется значительный обратный сигнал. Тем не менее, если вы прибегаете к трехмерной визуализации, должны оценить, насколько важно разрешение во всех трех плоскостях, полученное ценой некоторого снижения SNR и увеличения времени сканирования.

Поскольку каждый срез подвергается возбуждению не индивидуально, как при обычной визуализации, и при этом локализуется дополнительным фазокодирующим градиентом, неизбежно возникает наложение сигналов (алиасинг) вдоль оси выбора среза. Это наложение происходит из-за того, что анатомические структуры, расположенные внутри катушки (и продуцирующие сигнал), существуют в том числе и вне выбранного для скани-

рования объема вдоль оси кодирования срезов. Проявляется это тем, что несколько первых и последних срезов сканируемого объема заворачиваются друг на друга и могут тем самым экранировать важные анатомические структуры. Во избежание этого всегда выбирайте объемный сегмент таким образом, чтобы в него наряду с областью интереса (ОИ) входила часть структур по обе стороны от нее. В таком случае любые артефакты, связанные с наложением срезов, не помешают вам увидеть важные изменения в ОИ (см. «*Феномены потока и артефакты*»). Объемная визуализация часто используется при исследовании головного мозга и суставов, особенно когда требуются очень тонкие срезы. Во 2-й части книги при обсуждении объемной визуализации используются следующие термины и примерные значения (см. также табл. 2.1):

- тонкий срез — 1 мм и менее;
- толстый срез — более 3 мм;
- небольшое число срезов — около 32;
- среднее число срезов — около 64;
- большое число срезов — около 128 и более.

СТРАТЕГИИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ

Для оптимизации качества изображения исходные данные должны отличаться высоким SNR, хорошим разрешением и быть получены в течение небольшого времени сканирования. Выполнить все эти условия обычно не удастся, поскольку, например, факторы, способствующие увеличению SNR, одновременно могут снижать пространственное разрешение. Примером этого является выбор матрицы. Для получения крупных вокселей и соответственно высокого SNR требуется крупная матрица, тогда как мелкая матрица с небольшими вокселями и низким SNR позволяет сохранять хорошее пространственное разрешение, но вместе с тем увеличивает время сканирования, поскольку связана с более высоким числом фазовых кодирований. Оператор должен самостоятельно решить, какой из факторов (SNR, фазовое разрешение или время сканирования) наиболее важен, и оптимизировать его. Соответственно придется пожертвовать одним или двумя остальными факторами. При обсуждении этих вопросов во 2-й части книги подчеркивается важность по сравнению с другими факторами хорошего SNR, поскольку, по нашему мнению, хорошее разрешение изображения не имеет большого значения в случаях, когда SNR низкое.

Также важны выбор подходящего размера и правильная настройка катушки, как и плотность протонов в области исследования. К примеру, при исследовании органов грудной клетки, отличающейся низким SNR, выбираемые параметры должны способствовать оптимизации SNR, насколько это возможно, не обращая внимания на разрешение и время сканирования. Ограничение времени сканирования напрямую влияет на переносимость исследования пациентом, поэтому данный вопрос также обсуждается во 2-й части. Если сканирование продолжается долго, все пациенты, как правило, испытывают дис-

комфорт и начинают двигаться. Получаемые при этом артефакты движения ухудшают качество изображений, какими бы хорошими ни были SNR и разрешение этих изображений. Именно поэтому время сканирования необходимо минимизировать до приемлемых уровней. Если пациент испытывает боль или с ним сложно сотрудничать, описанная стратегия приобретает еще большее значение.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Многочисленные технические параметры, используемые в МРТ-исследованиях, могут сбить с толку любого, даже опытного МРТ-техника (лаборанта), однако важность этих параметров не подвергается сомнению, особенно в отношении того, что касается качества изображений. Оптимальное в диагностическом отношении исследование невозможно без хорошего знания и понимания взаимного влияния этих параметров друг на друга. В табл. 2.2 представлены описанные выше компромиссы выбора технических параметров исследования. На контрастность изображения влияет в том числе и выбор импульсной последовательности, чему посвящен следующий раздел.

Таблица 2.2. Параметры и компромиссы выбора между ними

Оптимизация изображения	Настраиваемый параметр	Результат
Чтобы добиться максимального SNR	↑ NSA	↑ времени сканирования
	↓ матрицу изображения (фиксированная FOV)	↓ времени сканирования (p-матрица)
	—	↓ разрешения
	↑ толщину среза	↓ разрешения
	↓ диапазон приемника	↑ минимального TE
	—	↑ химического сдвига
	↑ FOV (фиксированная матрица)	↓ разрешения
	↑ TR	↓ T1 контраста (во время неполного восстановления)
	—	↑ числа срезов
Чтобы добиться максимального разрешения (при условии использования квадратной FOV)	↓ TE	↓ T2 контраста
	↓ толщины среза	↓ SNR
	↑ матрицы изображения (фиксированная FOV)	↓ SNR

Окончание табл. 2.2

Оптимизация изображения	Настраиваемый параметр	Результат
	—	↑ времени сканирования (ρ-матрица)
	↓ FOV (фиксированная матрица)	↓ SNR
Чтобы минимизировать время сканирования	↓ TR	↑ T1 контраста (во время неполного восстановления)
	—	↓ SNR (до полного восстановления)
	—	↓ числа срезов
	↓ фазовой матрицы (фиксированная FOV)	↓ разрешения
	—	↑ SNR
	↓ NSA	↓ SNR
	—	↑ артефакта движения
	↓ числа срезов при объемном сканировании	↓ SNR

Источник: Catherine Westbrook and John Talbot, MRI in Practice, 5th ed., John Wiley & Sons, 2019.