

MRT der Leber

Diagnostik, Differenzialdiagnostik, Therapieansätze

Frank Fischbach

Katharina Fischbach

620 Abbildungen

Georg Thieme Verlag
Stuttgart • New York

Франк Фишбах, Катарина Фишбах

МРТ печени

**Диагностика, дифференциальная диагностика,
принципы лечения**

Перевод с немецкого

*Под редакцией
академика РАН В.Т.Ивашкина, К.Б.Пузакова*



Москва
«МЕДпресс-информ»
2018

УДК 616-073.756.8:616.36

ББК 53.4:54.13

Ф68

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

Авторы и издательство приложили все усилия, чтобы обеспечить точность приведенных в данной книге показаний, побочных реакций, рекомендуемых доз лекарств. Однако эти сведения могут изменяться.

Информация для врачей. Внимательно изучайте сопроводительные инструкции изготовителя по применению лекарственных средств.

Книга предназначена для медицинских работников.

Перевод с немецкого: В.Ю.Халатов.

Фишбах Ф.

Ф68 МРТ печени. Диагностика, дифференциальная диагностика, принципы лечения / Франк Фишбах, Катарина Фишбах ; пер. с нем. ; под ред. акад. РАН В.Т.Ивашкина, К.Б.Пузакова. – М. : МЕДпресс-информ, 2018. – 256 с. : ил.

ISBN 978-5-00030-549-2

В руководстве приведены современные представления о магнитно-резонансной томографии печени. В начале книги кратко изложены основы метода, описаны основные импульсные последовательности, применяемые при исследовании печени, принципы контрастирования органа как традиционными, так и гепатоспецифическими контрастными средствами. Каждый раздел, посвященный отдельным заболеваниям и патологическим состояниям печени, завершается серией типичных изображений, размещенных в соответствии с предлагаемым протоколом исследования.

Книга предназначена для специалистов отделений лучевой диагностики, врачей-гастроэнтерологов и гепатологов, студентов и аспирантов медицинских вузов.

УДК 616-073.756.8:616.36

ББК 53.4:54.13

ISBN 978-3-13-199441-7

© 2016 of the original German language edition by Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, Germany. Original title: «MRT der Leber. Diagnostik, Differenzialdiagnostik, Therapieansätze», 1st ed., by Frank Fischbach and Katharina Fischbach

ISBN 978-5-00030-549-2

© Издание на русском языке, перевод на русский язык, оформление, оригинал-макет. Издательство «МЕДпресс-информ», 2018

Предисловие

Неуклонное развитие хирургии печени и внедрение в практику минимально инвазивной технологии хирургических вмешательств все больше втягивают печень в фокус лучевых методов исследования, поскольку для планирования лечения, в том числе интервенционными методами, важно точно установить локализацию опухоли и по возможности ее тип. При решении этих диагностических задач магнитно-резонансная томография многими специалистами рассматривается как метод выбора.

Настоящая книга проиллюстрирована магнитно-резонансными томограммами, в том числе полученными после введения пациенту гепатоспецифических контрастных средств, позволяющих увеличить пространственное разрешение метода и облегчить выявление опухолей небольшого размера.

Главной нашей задачей при написании данной книги было передать читателю систематизированные, имеющие практическую направленность сведения о магнитно-резонансной томографии печени – от выбора импульсных последовательностей и подготовки пациента до интерпретации получаемых изображений.

С учетом того, что хорошее понимание сути импульсных последовательностей является предпосылкой для составления оптимального плана магнитно-резонансного (МР) исследования и получения изображения высокого качества, первые главы книги посвящены методике исследования. Обсуждаются показания к выбору импульсных последовательностей, теоретические основы получения и возможности оптимизации МР-изображения.

Представленный в книге протокол исследования используется для иллюстрации типичных характеристик наиболее важных в клиническом отношении объемных образований печени. И в этом смысле все клиниче-

ские главы построены по одинаковой схеме, включающей краткое знакомство с объемным образованием и его МР-особенностями в каждом режиме исследования. Завершаются эти главы подробным иллюстративным материалом, отражающим типичную МР-картину и демонстрирующим возможные варианты. Книга не претендует на исчерпывающую полноту материала, а лишь ограничивается обсуждением патологических образований печени в объеме, достаточном для справочного пособия и атласа.

Мы желаем читателю радости познания при чтении этой книги и надеемся, что книга поможет в клинической работе при выполнении магнитно-резонансной томографии печени и интерпретации ее результатов.

Мы искренне благодарим Dr. Bernhard Schnackenburg (физика, специалиста в области ядерного магнитного резонанса) за повседневную помощь в «работе с импульсными последовательностями», а также за редактуру главы, посвященной техническим аспектам магнитно-резонансной томографии. Кроме того, благодаря его критическим замечаниям и ценным советам мы добились превосходного качества полученных МР-изображений.

Мы благодарны также Prof. Dr. med. Jens Ricke (руководителю клиники радиологии и ядерной медицины Магдебургского университета). Его опыт в области локальной терапии злокачественных опухолей, как и страсть к клинически обоснованному интервенционному методу лечения во многом способствовали выходу в свет этой книги.

Особую признательность выражаем нашим семьям – без их поддержки и понимания наших проектов издание этой книги было бы невозможным.

Осень 2016 г., Магдебург
Frank Fischbach
Katharina Fischbach

Содержание

Предисловие	5
Сокращения	6
1 Основы МРТ	12
1.1 Время релаксации и контрастность изображения	12
1.2 Пространственная привязка спинов протонов	13
1.2.1 Пространственное кодирование в плоскости среза	13
1.2.2 Отграничение среза при двухмерном исследовании	15
1.2.3 Односрезовый и многосрезовый методы исследования	15
1.2.4 Разграничение срезов при трехмерном методе исследования	15
1.3 Пространственное разрешение, продолжительность измерения и отношение сигнал/шум ...	17
1.3.1 Матрица изображения и толщина среза	17
1.3.2 Интерполяция данных	18
1.3.3 Усреднение данных	19
1.3.4 Размер FOV	19
1.4 ИП SE и паттерн считывания МР-сигнала	19
1.5 ИП GE	20
1.6 Ускорение сбора данных ...	21
1.6.1 Способ одиночного возбуждения и половинное фурье-сканирование	21
1.6.2 Эхопланарное изображение ..	21
1.6.3 Параллельное изображение ..	21
1.7 Методы подавления сигнала жировой ткани	23
1.8 Устранение помех, связанных с движениями печени	24
1.9 Общие рекомендации по улучшению качества изображения	26
1.10 Литература	27
2 T1-взвешенные изображения	29
2.1 Нативное исследование	29
2.1.1 ИП и считывание данных ...	29
2.1.2 Метод фазы-противофазы ...	31
2.1.3 Устранение артефактов	32
2.2 Динамическое исследование с КС	34
2.2.1 ИП и считывание данных ...	35
2.2.2 Синхронизация фазовой динамики	36
2.2.3 Субтракция изображений ...	37
2.2.4 Редукция артефактов	38
2.3 Поздняя гепатоспецифическая фаза	39
2.4 МР-КС	41
2.4.1 Гепатоспецифические КС ...	41
2.4.2 Протокол исследования	45
2.5 Литература	47

3	T2-взвешенные изображения	51
3.1	Особенности	51
3.2	ИП и считывание данных ...	51
3.3	Редукция артефактов	52
	3.3.1 Применение одиночного возбуждающего импульса для получения изображения (single-shot)	53
	3.4 Литература	54
4	Диффузионно-взвешенные изображения	56
4.1	Особенности	56
4.2	ИП и считывание данных ...	57
4.2.1	Предпосылки получения ДВИ	57
4.2.2	Матрица, ширина полосы частот, химический сдвиг ...	58
4.2.3	Методика получения ДВИ ...	60
	4.3 Коэффициент диффузионной взвешенности b	61
	4.4 Расчет ИКД	61
	4.4.1 Информативность ИКД	62
	4.5 Редукция артефактов	63
	4.6 Литература	65
5	(Кавернозная) гемангиома	67
5.1	Эпидемиология	67
5.2	Этиология и строение	67
5.3	T1-ВИ	68
5.3.1	Нативное изображение	68
5.3.2	Динамическое исследование	68
5.3.3	Отсроченная фаза	70
5.4	T2-ВИ	70
5.5	ДВИ	72
	5.6 Дифференциальная диагностика	72
	5.7 Клинические проявления и лечение	73
	5.8 Примеры МРТ печени при гемангиоме	74
	5.9 Литература	93
6	Очаговая узловатая гиперплазия	96
6.1	Эпидемиология	96
6.2	Этиология и строение	96
6.3	T1-ВИ	96
6.3.1	Нативные изображения	96
6.3.2	Динамическое исследование	97
6.3.3	Отсроченная фаза	98
6.4	T2-ВИ	99
6.5	ДВИ	100
	6.6 Дифференциальная диагностика	100
	6.7 Клинические проявления и лечение	101
	6.8 Примеры МРТ печени при ОУГ	102
	6.9 Литература	118

7	Гепатоцеллюлярная аденома	120		
7.1	Эпидемиология	120	7.3.3	Отсроченная фаза
7.2	Этиология, строение и подтипы	120	7.4	T2-ВИ
7.2.1	Воспалительный подтип ГЦА	120	7.5	ДВИ
7.2.2	Подтип ГЦА с инактивированным HNF-1 α	121	7.6	Дифференциальная диагностика
7.2.3	Подтип ГЦА с активированным β -катенином	121	7.7	Клинические проявления и лечение
7.2.4	Неклассифицируемая ГЦА ..	121	7.8	Примеры МРТ печени при ГЦА
7.3	T1-ВИ	121	7.9	Литература
7.3.1	Нативные T1-ВИ	121		
7.3.2	Динамическое контрастное исследование	122		
8	Гепатоцеллюлярная карцинома	145		
8.1	Эпидемиология	145	8.6	Дифференциальная диагностика
8.2	Этиология и строение ГЦК, предраковые заболевания и состояния печени	145	8.6.1	Дифференциальная диагностика ГЦК при отсутствии цирроза печени
8.2.1	Цирроз печени и регенераторные узлы	145	8.6.2	Дифференциальная диагностика ГЦК при циррозе печени
8.2.2	Диспластические узлы	146	8.6.3	Верификация диагноза
8.2.3	Мелкая ГЦК	146	8.7	Стадирование, прогноз, лечение
8.2.4	Классическая ГЦК	146	8.7.1	Барселонская классификация рака печени
8.3	T1-ВИ	147	8.8	Примеры МРТ печени при ГЦК
8.3.1	Нативное изображение	147	8.9	Литература
8.3.2	Динамическое исследование	148		
8.3.3	Отсроченная фаза	151		
8.4	T2-ВИ	152		
8.5	ДВИ	153		

9	Холангиоцеллюлярная карцинома	196
9.1	Эпидемиология	196
9.2	Этиология, строение и классификация	196
9.2.1	Массивный тип	197
9.2.2	Перидуктальный инфильтрирующий тип	198
9.2.3	Интрадуктальный тип	198
9.3	T1-ВИ	198
9.3.1	Нативное изображение	198
9.3.2	Динамическое исследование	198
9.3.3	Отсроченная фаза	199
9.4	T2-ВИ	200
9.5	ДВИ	202
9.6	Дифференциальная диагностика	203
9.7	Стадирование, прогноз, лечение	204
9.8	Примеры МРТ печени при ХЦК	205
9.9	Литература	224
10	Метастазы в печень	226
10.1	Эпидемиология	226
10.2	Этиология и строение	226
10.3	T1-ВИ	227
10.3.1	Нативные изображения	227
10.3.2	Динамическое исследование	228
10.3.3	Отсроченная фаза	230
10.4	T2-ВИ	230
10.5	ДВИ	231
10.6	Дифференциальная диагностика	232
10.7	Стадирование, прогноз, лечение	233
10.8	Примеры МРТ при метастазах в печень	235
10.9	Литература	253

Глава 1

Основы МРТ

1.1	Время релаксации и контрастность изображения	12
1.2	Пространственная привязка спинов протонов	13
1.3	Пространственное разрешение, продолжительность измерения и отношение сигнал/шум	17
1.4	ИП SE и паттерн считывания МР-сигнала	19
1.5	ИП GE	20
1.6	Ускорение сбора данных	21
1.7	Методы подавления сигнала жировой ткани	23
1.8	Устранение помех, связанных с движениями печени	24
1.9	Общие рекомендации по улучшению качества изображения	26
1.10	Литература	27



1 Основы МРТ

1.1 Время релаксации и контрастность изображения

► **Времена релаксации T2 и T1.** Высокая степень контрастности мягких тканей на магнитно-резонансной томографии (МРТ) обусловлена в основном феноменом релаксации ядер атомов водорода, т.е. *протонов*. Протонам присуще собственное вращательное движение (*спин*), которое создает магнитное поле. В мощном внешнем магнитном поле, создаваемом сканером, протоны с собственными магнитными полями ориентируются преимущественно вдоль главной оси магнитного поля параллельно его направлению, вращаясь при этом вокруг собственной оси, подобно волчку. Этот феномен называется *прецессией*. Частота прецессии пропорциональна силе приложенного магнитного поля (*ларморова частота*). Суммарное поле отдельных протонов, которые, подобно крошечным магнитам, вращаются вокруг своей оси с ларморовой частотой, ориентировано параллельно внешнему

магнитному полю. При подаче высокочастотного электромагнитного импульса результирующее магнитное поле отклоняется от направления магнитного поля сканера и затем, переходя из возбужденного состояния к исходному, индуцирует в приемной катушке сигнал (рис. 1.1). При этом происходит *дефазирование* результирующего вектора в тканях и он «распадается» на множество хаотично ориентированных векторов. Время, в течение которого происходит этот процесс, называется временем релаксации T2. Релаксация сопровождается затуханием сигнала (*спад свободной индукции*). Включение градиентного поля и индуцирование неоднородности магнитного поля ускоряют дефазирование (см. п. 1.2). При подаче обратного импульса спины протонов вновь упорядочиваются, т.е. рефазированы, меняя при этом направление вращения. Возникает так называемый эхо-сигнал, который считывается приемной катушкой. Спины протонов возвращаются в исходное продольно ориентированное состояние относительно медленно. Время, в течение которого это происходит, зависит от особенностей тка-

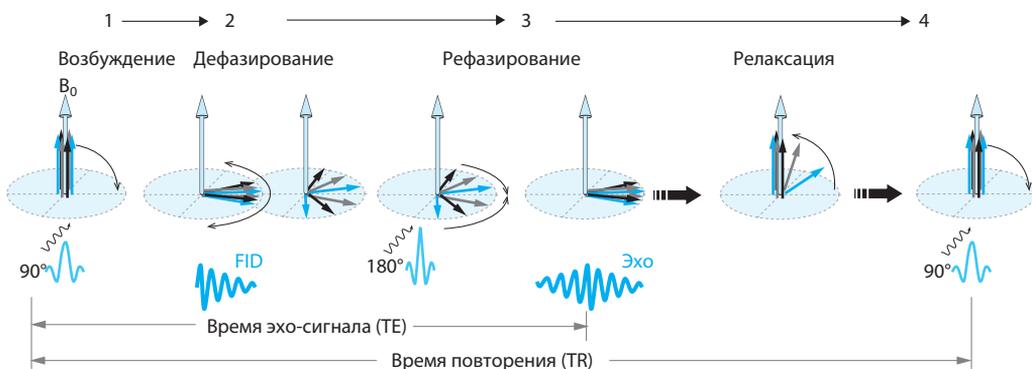


Рис. 1.1 Схема возбуждения и релаксации протонов при подаче высокочастотных импульсов.
 1. Поперечное намагничивание спинов протонов при резонансной частоте высокочастотного возбуждающего импульса (90°).
 2. Усиление дефазирования и начального спада свободной индукции, которые определяют время релаксации T2, включение градиентного поля и индуцирование неоднородности магнитного поля.
 3. Считывание эхо-сигнала после рефазирования с помощью инвертирующего импульса (180°) при импульсной последовательности (ИП) «спиновое эхо» (SE) или градиентного импульса при исследовании в режиме ИП «градиентное эхо» (GE).
 4. Восстановление продольной намагниченности, определяющее время релаксации T1.
 FID – спад свободной индукции.

ни и называется временем релаксации T_1 (см. рис. 1.1).

Времена релаксации T_1 и T_2 ткани при силе магнитного поля 1,5 Тл составляют соответственно 560 ± 50 и 46 ± 6 мс. Поскольку это время зависит от силы магнитного поля, то время T_1 при значении силы магнитного поля 3,0 Тл увеличивается до 800 ± 75 мс, а время T_2 остается почти неизменным и составляет 34 ± 4 мс [1, 5].

► **Время повторения.** Протоны при выполнении МРТ в той или иной выбранной ИП подвергаются повторному воздействию высокочастотных импульсов. Время между двумя следующими друг за другом возбуждающими импульсами называется временем повторения (TR – repetition time) (см. рис. 1.1). Если это время короче времени релаксации T_1 , то намагниченность протонов ткани исчезает не полностью и максимальная интенсивность сигнала, достигаемая при подаче возбуждающего импульса, снижается. Сигналы, вызываемые на изображении разными тканями, отличаются по времени релаксации T_1 . Поэтому если нужно свести к минимуму влияние времени T_1 на сигнал конкретной ткани, время TR должно быть больше T_1 ($TR > 3 \cdot T_1$).

► **Время эхо-сигнала.** Время между возбуждением и считыванием сигнала называется временем появления эхо-сигнала (TE – echo time) (см. рис. 1.1). Ткани с коротким T_2 при увеличении TE теряют интенсивность сигнала из-за ускоряющегося дефазирования спинов на T_2 -взвешенном изображении (T_2 -ВИ).

1.2 Пространственная привязка спинов протонов

1.2.1 Пространственное кодирование в плоскости среза

► **Градиенты фазового кодирования и считывания.** В то время как внешнее статическое магнитное поле определяет частоту прецессии спинов, приложение сильного градиентного поля вызывает линейное изменение частоты спинов вдоль своих си-

ловых линий (рис. 1.2). Такое градиентное поле, которое называют фазокодирующим, включают на короткое время перед сбором данных. В результате происходит кратковременное ускорение вращения магнитных полей протонов вдоль градиентного магнитного поля. После выключения фазокодирующего градиента спины протонов возвращаются к прежней скорости вращения, но из-за кратковременного ускорения их движения отличаются по фазе. В результате возникает так называемый ортогональный частотный градиент, или градиент считывания, который обуславливает появление в сигнале различающихся частотных компонентов. Этот градиент существует, пока не закончится считывание сигналов спинов. Спины различаются фазовыми и частотными компонентами (см. рис. 1.2).

► **К-пространство.** Полученные «сырые» данные распределяют в абстрактную матрицу, так называемое k -пространство. Это пространство можно представить себе как двухмерный массив данных, в котором собрана информация о частотных сигналах. Амплитуды частотных компонентов сигналов соответственно их пространственной привязке определяют яркость точек изображения.

K -пространство имеет две взаимно перпендикулярные оси. По частотной оси выделяют горизонтальные строки. Перпендикулярно к ним, в вертикальном направлении ориентирована фазовая ось. Число строк, которые входят в k -пространство, соответствует его фазовой матрице. Строки далее распределяются на точки данных, которые представляют частотную матрицу изображения. Строки в верхней половине k -пространства считаются положительными, в нижней половине – отрицательными (см. рис. 1.2).

Локализация строк имеет важное значение для построения магнитно-резонансного (МР) изображения. Контрастность изображения определяется центральной частью строк, а периферическая их часть отражает резкость изображения.

Градиентное поле, или просто градиент, для считывания каждой из строк k -пространства включается снова с повышающейся или

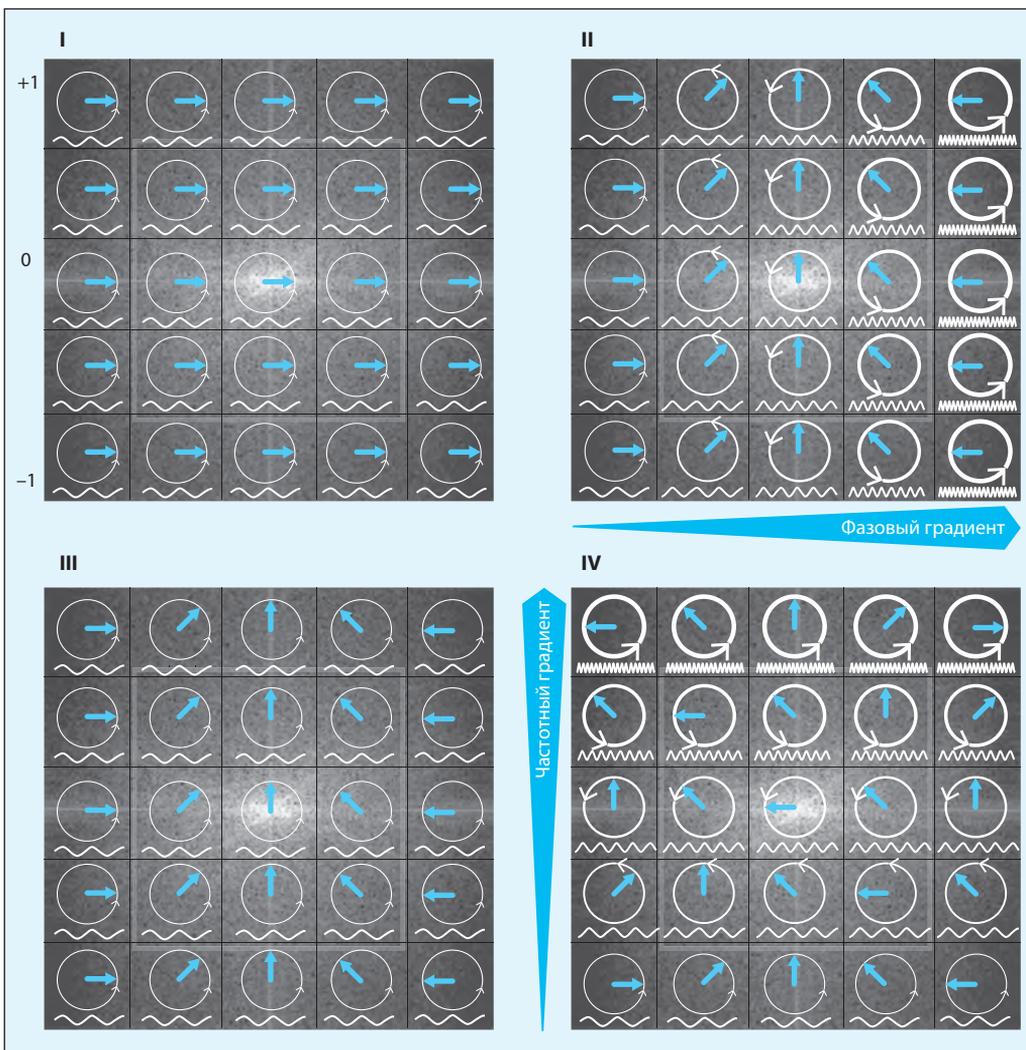


Рис. 1.2 К-пространство и кодирование пространственного расположения.

I. Под действием статического магнитного поля протоны вращаются вокруг своей оси (→) с определенной частотой, зависящей от силы магнитного поля (~).

II. Включение фазокодирующего градиента вызывает ускорение вращения протонов вдоль оси X в направлении слева направо.

III. После выключения фазокодирующего градиента протоны возвращаются к исходной частоте вращения, но различаются по фазе вращения в направлении слева направо.

IV. Включение ортогонального частотно-кодирующего градиента при считывании МР-сигнала ускоряет вращение вдоль оси Y в направлении снизу вверх. Протоны теперь можно «распознать» по фазе и частоте и привязать к пространству.

Глава 2

T1-взвешенные изображения

2.1	Нативное исследование	29
2.2	Динамическое исследование с КС	34
2.3	Поздняя гепатоспецифическая фаза	39
2.4	МР-КС	41
2.5	Литература	47



2 T1-взвешенные изображения

2.1 Нативное исследование

► **Изображение тканей.** T1-взвешенные изображения (T1-ВИ) служат для отображения патологических изменений ткани печени. Время релаксации T1 (при напряженности магнитного поля 1,5 Тл), равное 600 ± 133 мс, соответствует здоровой паренхиме печени [8], а большинство солидных объемных образований печени вызывают изо- или слабогипоинтенсивный сигнал относительно печеночной паренхимы.

Перифокальный гипоинтенсивный ободок соответствует капсуле объемного образования. Гиперинтенсивные компоненты в объемном образовании часто бывают обусловлены кровоизлиянием. Повышение интенсивности сигнала возможно также при макроскопическом жировом перерождении

печени, избыточном отложении гликогена в ней и парамагнитных эффектах, связанных с накоплением меланина или меди (рис. 2.1).

2.1.1 ИП и считывание данных

► **2D-визуализация в ИП GE.** T1-ВИ печени обычно получают при 2D-исследовании в ИП GE. Эта методика в зависимости от производителя МР-томографа имеет и ряд других названий:

- FLASH – Fast Low Angle Shot (Siemens Healthcare)
- T1 FFE – T1w Fast Field Echo (Philips GmbH)
- SPGR – Spoiled Gradient Echo (General Electrics)

Исследование с помощью этой ИП по сравнению с классической последовательностью SE, которую при визуализации печени

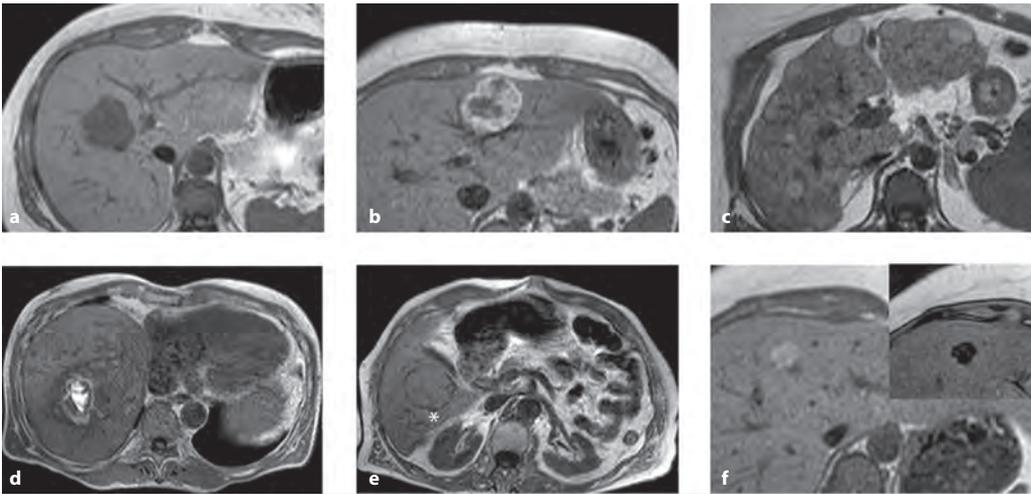


Рис. 2.1 Особенности нативных T1-ВИ.

- Метастаз колоректального рака в печень: гомогенный гипоинтенсивный сигнал.
- Метастаз меланомы: негетогенный гиперинтенсивный сигнал, обусловленный отложением меланина в опухолевой ткани.
- Узлы регенерации в цирротической печени: частично гиперинтенсивный сигнал, обусловленный образованием в печени узлов регенерации.
- Гепатоцеллюлярная карцинома (ГЦК): частично гиперинтенсивный сигнал, обусловленный кровоизлиянием в ткань опухоли.
- ГЦК: изоинтенсивная опухоль, окруженная гипоинтенсивным ободком (звездочка), напоминающим капсулу.
- Стеатоаденома печени: отчетливое уменьшение интенсивности сигнала в противофазе, обусловленное значительным отложением жира в печени.

используют для получения T2-ВИ, требует значительно меньших затрат времени. Меньшая продолжительность является существенным преимуществом, так как в этом случае в течение однократной задержки дыхания удастся получить изображение аксиальных срезов печени.

► **Меньший T1-контраст.** По сравнению с изображением, получаемым в ИП SE, контраст T1-ВИ, полученного в ИП GE, менее выражен. Причиной этого является возрастающая потеря сигнала протонов вследствие быстрой подачи возбуждающего импульса. Если TR короче, чем время релаксации T1, появляется эффект насыщения, так как большее количество продольно ориентированных спинов переходит в возбужденное состояние и для последующих импульсов их поперечная намагниченность может оказаться недостаточной. Кроме того, считанный сигнал содержит не только информацию о поперечной намагниченности, вновь достигнутой с помощью возбуждающего импульса, но и частично о резидуальной поперечной намагниченности от предыдущих возбуждающих импульсов. Эта так называемая *поперечная когерентность*, или *стимулированные эхо-сигналы*, индуцирует

дополнительный T2-контраст (изображение со смешанным контрастом).

► **Размельчающие градиенты.** Восстановить T1-контраст можно с помощью *спойлеров*, или размельчающих градиентов. Они принудительно дефазироват остаточную поперечную намагниченность, чтобы при следующем измерении зарегистрировать только сигнал продольной намагниченности, достигаемой при подаче нового возбуждающего импульса (рис. 2.2).

► **Угол отклонения.** В принципе, для получения информации от всей печени можно разделить печень на 2–3 объемных блока и осуществить исследование в течение нескольких задержек дыхания пациентом. А так как речь идет о многосрезовом методе (см. п. 1.2.3), TR должно задаваться с учетом числа срезов и блоков. В идеале угол отклонения для максимального выхода сигнала при получении T1-ВИ с помощью 2D ИП GE рассчитывается как угол Эрнста $\{\alpha = \cos^{-1}[\exp(-TR/T1)]\}$. При дальнейшем увеличении угла отклонения вновь происходит уменьшение интенсивности сигнала, однако время T1 оптимизируется, так как при повторной подаче возбуждающих

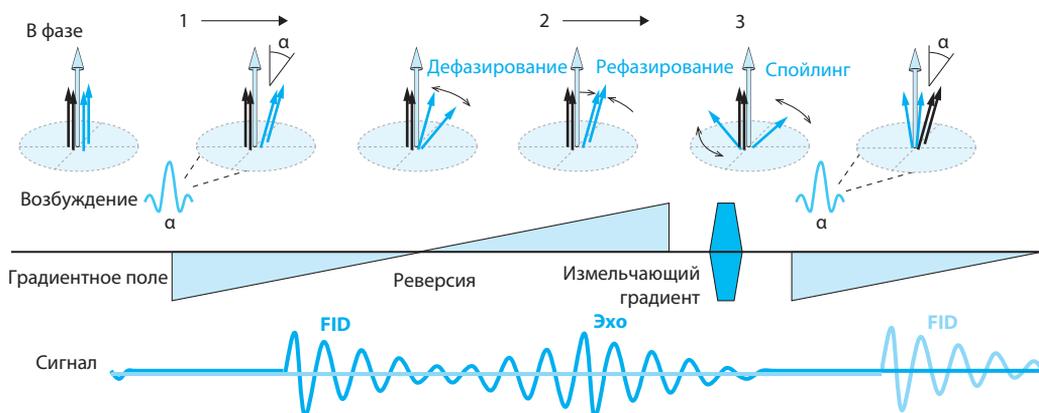


Рис. 2.2 Схема 2D-исследования в ИП GE.

1. Сниженная (редуцированная) поперечная намагниченность резонансных спинов протонов при подаче короткого слабого импульса возбуждения (угол отклонения α).
2. Рефазирование спинов путем изменения полярности градиентного магнитного поля (переключение полярности градиентов).
3. Разрушение резидуальной поперечной намагниченности с помощью размельчающих градиентов. FID – спад свободной индукции.

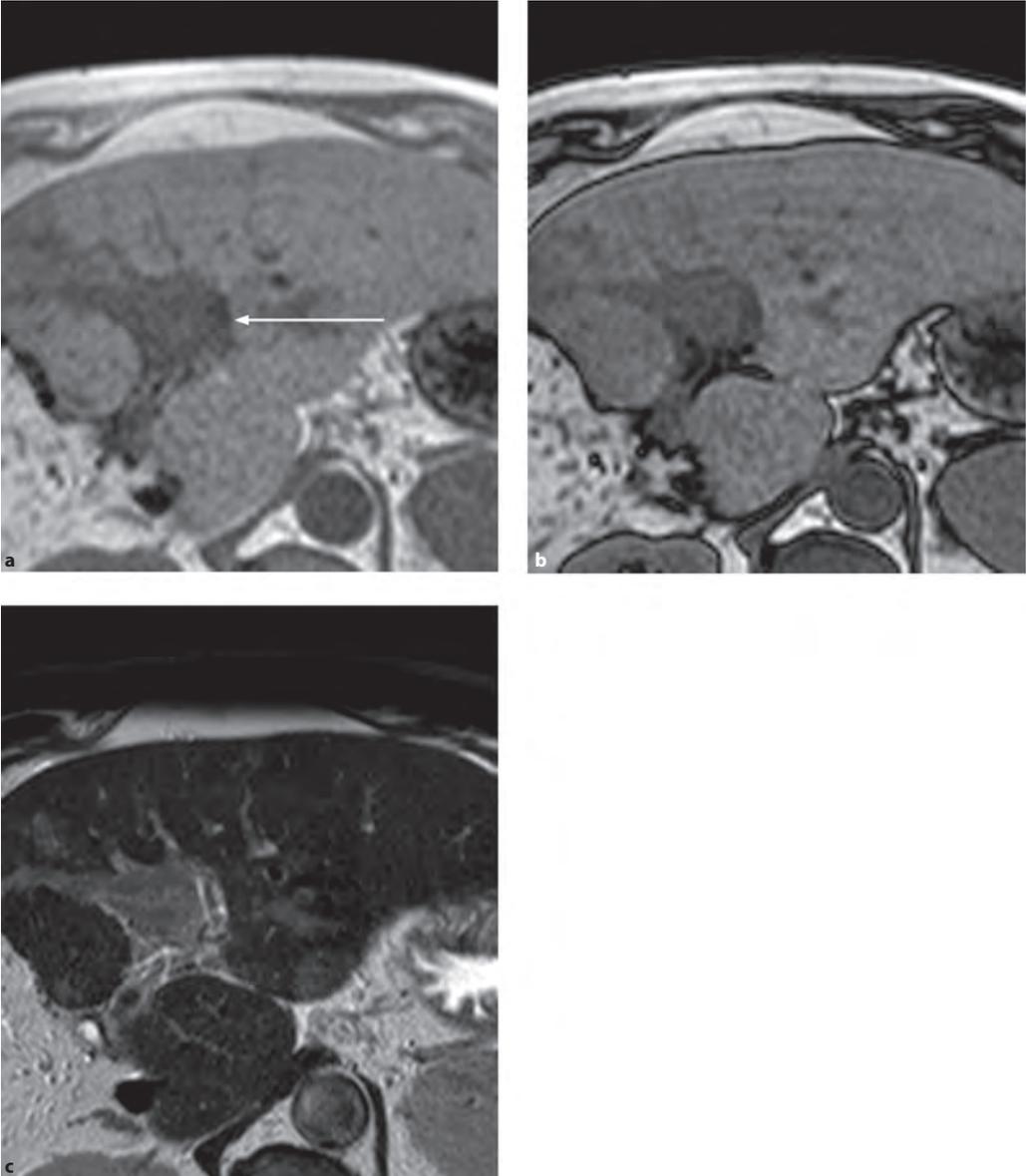


Рис. 8.25 Опухолевый тромбоз воротной вены.

ГЦК, осложнившаяся тромбозом левой ветви воротной вены, у пациента 76 лет, которому была выполнена правосторонняя гемигепатэктомия; ствол воротной вены расширен до 3 см.

a Нативное T1-ВИ в фазе: гипоинтенсивный сигнал (*стрелка*).

b Нативное T1-ВИ в противофазе: гипоинтенсивный сигнал.

c T2-ВИ: гиперинтенсивный сигнал, отсутствие «зоны темной крови».

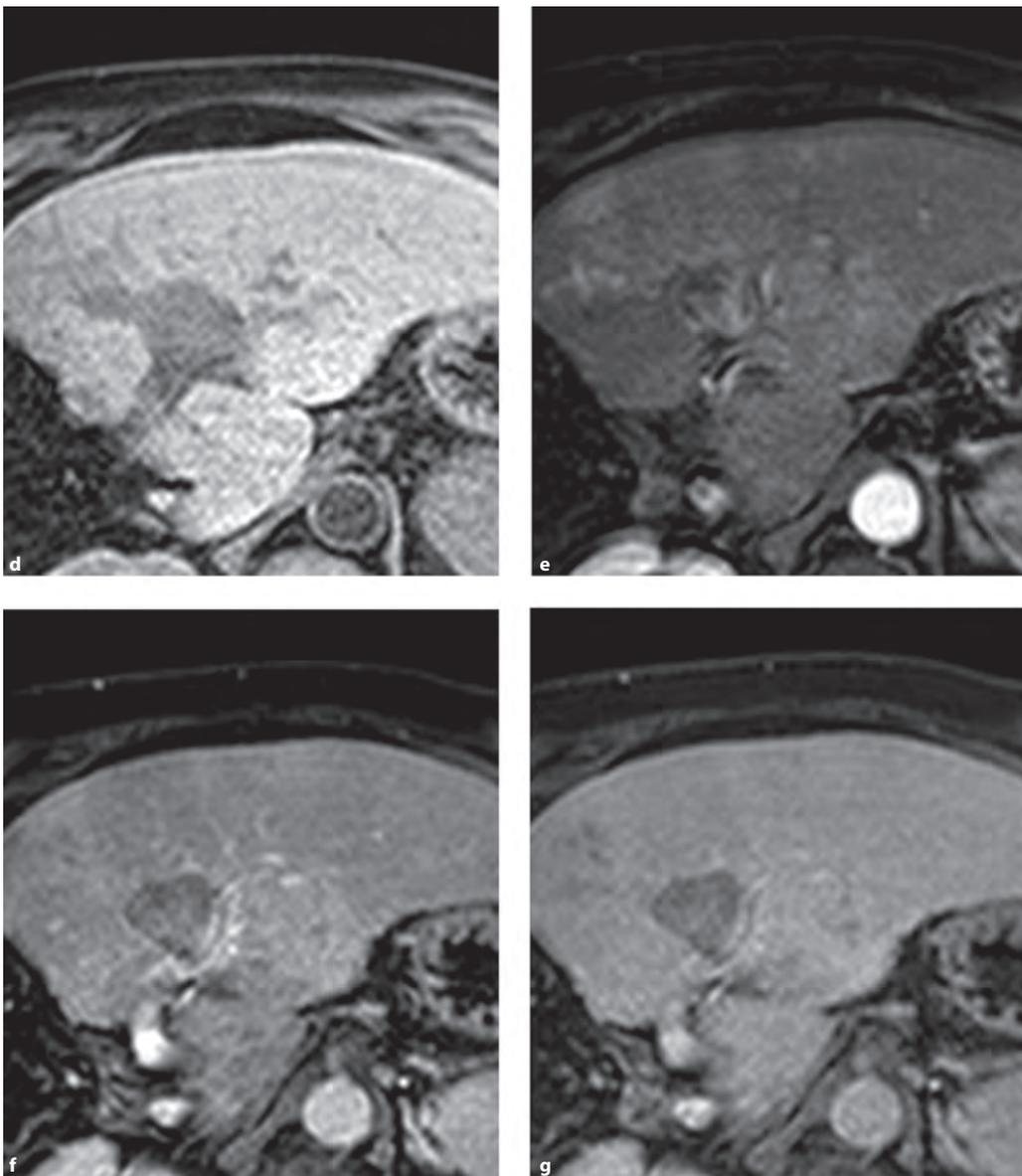
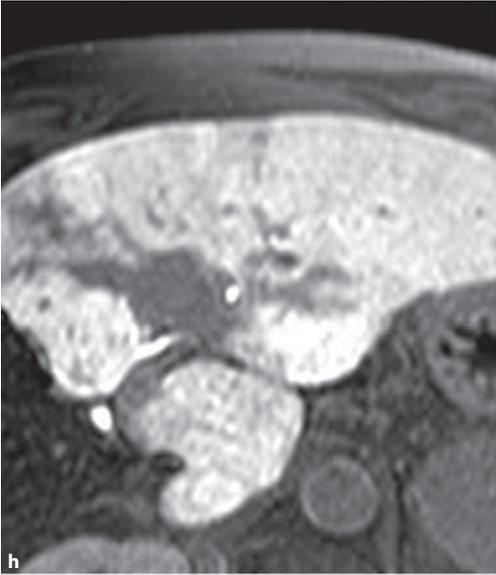
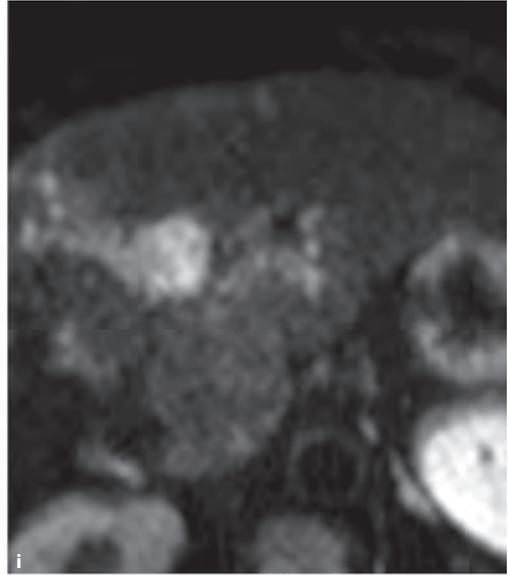


Рис. 8.25 (продолжение)

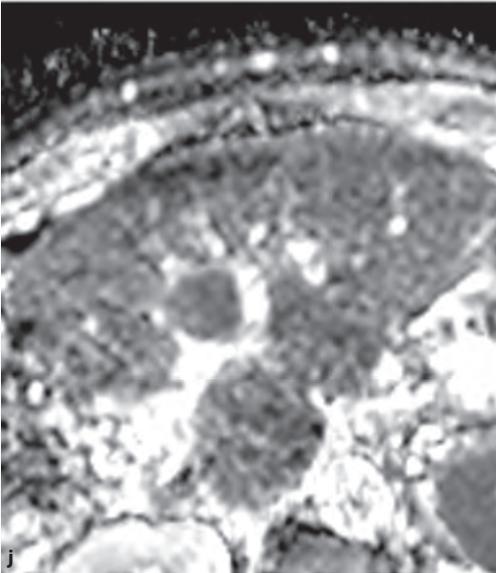
- d** Динамическое исследование, нативное T1-ВИ: тромбированная вена гипоинтенсивна.
- e** T1-ВИ, артериальная фаза: неравномерное накопление КС.
- f** T1-ВИ, портально-венозная фаза: гипоинтенсивный сигнал.
- g** T1-ВИ, поздняя венозная фаза: гипоинтенсивный сигнал.



h



i



j

Рис. 8.25 (окончание)

h T1-ВИ, отсроченная фаза: гипоинтенсивный сигнал.

i ДВИ: гиперинтенсивный сигнал.

j ИКД: низкий ($0,7 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$).