

# Оглавление

---

Предисловие . . . . .	5
Предисловие к третьему изданию . . . . .	6
Благодарности . . . . .	8
<b>Глава 1 Основные понятия . . . . .</b>	<b>9</b>
Введение . . . . .	9
Строение атома . . . . .	10
Движение атомных структур . . . . .	12
МР-активные ядра . . . . .	12
Ядра атомов водорода . . . . .	13
Ориентация . . . . .	14
Прецессия . . . . .	17
Уравнение Лармора . . . . .	19
Резонанс . . . . .	20
МР-сигнал . . . . .	25
Сигнал спада свободной индукции (FID) . . . . .	25
Релаксация . . . . .	26
T1-восстановление . . . . .	26
Время спада — T2 . . . . .	26
Временные параметры импульса . . . . .	29
<b>Глава 2 Взвешенность и контраст изображения . . . . .</b>	<b>31</b>
Введение . . . . .	31
Контраст изображения . . . . .	31
Механизмы контраста . . . . .	32
Релаксация в различных тканях . . . . .	33
T1-контраст . . . . .	37
T2-контраст . . . . .	38
Контраст протонной плотности . . . . .	38
Взвешенность контраста изображения . . . . .	40
T2*-спад . . . . .	47
Импульсные последовательности . . . . .	50
Последовательность спиновое эхо . . . . .	50
<b>Глава 3 Кодирование сигнала и формирование изображения . . . . .</b>	<b>75</b>
Кодирование сигнала . . . . .	75
Введение . . . . .	75
Градиенты . . . . .	76

	Выбор среза . . . . .	79
	Частотное кодирование . . . . .	84
	Фазовое кодирование . . . . .	86
	Сбор данных . . . . .	91
	Сбор данных и формирование изображения . . . . .	96
	Введение . . . . .	96
	Описание К-пространства . . . . .	97
	Заполнение К-пространства . . . . .	98
	Быстрое преобразование Фурье (FFT) . . . . .	103
	Основные характеристики К-пространства . . . . .	107
	Прохождение К-пространства и градиенты . . . . .	114
	Способы заполнения К-пространства . . . . .	116
	Методы сбора данных . . . . .	119
<b>Глава 4</b>	<b>Параметры и компромиссы выбора</b> . . . . .	122
	Введение . . . . .	122
	Соотношение сигнал/шум (SNR) . . . . .	123
	Отношение контраст/шум (CNR) . . . . .	142
	Пространственное разрешение . . . . .	145
	Время сканирования . . . . .	151
	Компромиссы . . . . .	154
	Принятие решения . . . . .	154
	Объемные изображения . . . . .	158
<b>Глава 5</b>	<b>Импульсные последовательности</b> . . . . .	161
	Введение . . . . .	161
	Последовательности спинного эха . . . . .	163
	Обычное спинное эхо . . . . .	163
	Быстрое или турбо-спинное эхо . . . . .	164
	Инверсия — восстановление . . . . .	176
	Быстрая «инверсия — восстановление» . . . . .	181
	STIR (последовательность инверсия — восстановление с коротким tau) . . . . .	181
	FLAIR (инверсия — восстановление с подавлением сигнала от воды) . . . . .	184
	Импульсные последовательности градиентного эха . . . . .	186
	Обычное градиентное эхо . . . . .	186
	Стационарное состояние и генерация сигнала эхо . . . . .	189
	Когерентное градиентное эхо . . . . .	193
	Некогерентное градиентное эхо (спойлерное) . . . . .	195
	Свободное прецессирующее эхо в равновесном состоянии (SSFP) . . . . .	198
	Сбалансированное градиентное эхо . . . . .	204
	Быстрое градиентное эхо . . . . .	208
	Эхо-планарные изображения (EPI) . . . . .	210
	Метод получения параллельных изображений . . . . .	219
<b>Глава 6</b>	<b>Феномены потока</b> . . . . .	224
	Введение . . . . .	224

	Механика потока . . . . .	225
	Феномены потока . . . . .	225
	Время пролета . . . . .	225
	Втекание в срез . . . . .	229
	Расфазировка внутри воксела . . . . .	234
	Компенсация феноменов потока . . . . .	235
	Введение . . . . .	235
	Перефазировка четных сигналов эха . . . . .	235
	Перефазировка момента градиента (обнуление) . . . . .	236
	Пространственное преднасыщение . . . . .	239
<b>Глава 7</b>	<b>Артефакты и пути их устранения . . . . .</b>	<b>252</b>
	Введение . . . . .	252
	Неправильное фазовое позиционирование . . . . .	252
	Наложение сигналов (алайсинг) или скручивание изображения . . . . .	262
	Артефакт химического сдвига . . . . .	270
	Артефакт черной границы . . . . .	274
	Артефакт усечения . . . . .	276
	Артефакт магнитной восприимчивости . . . . .	277
	Кросс-возбуждение и перекрестные помехи . . . . .	280
	Артефакт молнии . . . . .	282
	Артефакт затенения . . . . .	283
	Муар . . . . .	284
	Артефакт «магического угла» . . . . .	285
<b>Глава 8</b>	<b>МРТ сердца и сосудов . . . . .</b>	<b>289</b>
	Введение . . . . .	289
	Обычные методы МРТ-сосудов . . . . .	289
	Магнитно-резонансная ангиография (МРА) . . . . .	295
	Получение перфузионных и диффузионных изображений . . . . .	312
	Кардиосинхронизация . . . . .	313
	Метод периферического отведения . . . . .	320
	Псевдосинхронизация . . . . .	323
	Получение мультифазных изображений сердца . . . . .	323
	Получение кинематографических изображений . . . . .	323
	SPAMM . . . . .	327
<b>Глава 9</b>	<b>Аппаратура и оборудование для МРТ . . . . .</b>	<b>330</b>
	Введение . . . . .	330
	Представление о магнетизме . . . . .	332
	Постоянные магниты . . . . .	335
	Электромагниты . . . . .	337
	Сверхпроводящие электромагниты . . . . .	339
	Окаймляющее поле . . . . .	342
	Шиммирующие катушки . . . . .	343
	Градиентные катушки . . . . .	344
	Радиочастотные катушки . . . . .	352

	Блок контроля импульсных сигналов . . . . .	357
	Приспособления для размещения больного в полости магнита . . . . .	358
	Пульт оператора . . . . .	358
<b>Глава 10</b>	<b>Техника безопасности в МРТ . . . . .</b>	<b>360</b>
	Введение . . . . .	360
	Основное магнитное поле . . . . .	361
	О «летательных снарядах» . . . . .	368
	Реанимационные процедуры . . . . .	369
	Имплантанты и протезы . . . . .	369
	Водители ритма . . . . .	376
	Градиентные магнитные поля . . . . .	376
	Радиочастотные поля . . . . .	378
	Клаустрофобия . . . . .	380
	Сброс охлаждения магнита . . . . .	381
	Инструктаж персонала . . . . .	382
	Наблюдение за больным . . . . .	382
	Мониторы и прочее оборудование, используемое в МРТ . . . . .	384
	Выбор места для установки томографа . . . . .	384
<b>Глава 11</b>	<b>Использование контрастирующих агентов в МРТ . . . . .</b>	<b>387</b>
	Введение . . . . .	387
	Взвешенные изображения . . . . .	388
	Механизм действия . . . . .	390
	Диполь-дипольные взаимодействия . . . . .	391
	Магнитная восприимчивость . . . . .	392
	Релаксирующая способность . . . . .	394
	Вопросы безопасности препаратов гадолиния . . . . .	395
	Вопросы безопасности препаратов на основе оксида железа . . . . .	398
	Применение контрастирующих агентов . . . . .	398
	Выводы . . . . .	408
<b>Глава 12</b>	<b>Получение функциональных изображений . . . . .</b>	<b>409</b>
	Введение . . . . .	409
	Получение диффузионно-взвешенных изображений (DWI) . . . . .	410
	Перфузионные изображения . . . . .	416
	Функциональные изображения (fMRI) . . . . .	418
	Инвазивная МРТ . . . . .	420
	МР-спектроскопия (MRS) . . . . .	422
	Получение изображений всего туловища . . . . .	425
	МР-микроскопия (MRM) . . . . .	426
	<b>Ответы на вопросы . . . . .</b>	<b>428</b>
	<b>Словарь терминов . . . . .</b>	<b>433</b>

# 4

## Параметры и компромиссы выбора

4

Введение	122
Отношение сигнал/шум (SNR)	123
Отношение контраст/шум (CNR)	142
Пространственное разрешение	145
Время сканирования	151
Компромиссы	154
Принятие решения	154
Объемные изображения	158

### Введение

При выборе последовательности оператор имеет возможность регулировать многие параметры. От типа импульсной последовательности зависит степень взвешенности и качество изображения, а также выраженность различий между нормальными и патологически измененными тканями. Выбранные временные параметры определяют степень взвешенности изображения. Как отмечалось ранее:

- TR определяет взвешенность по T1 и протонной плотности;
- угол поворота контролирует степень взвешенности по T1 и протонной плотности;
- TE контролирует степень T2-взвешенности.

Качество изображения контролируется многими факторами. Важно, чтобы оператор представлял себе эти факторы и то, как они связаны между собой. Эти знания необходимы для получения изображения оптимального качества. Последнее определяется, в основном, четырьмя параметрами:

- соотношением сигнал/шум (SNR);
- соотношением контраст/шум (CNR);
- пространственным разрешением;
- временем сканирования.

## Соотношение сигнал/шум (SNR)

**Показатель сигнал/шум** представляет собой отношение амплитуды полученного сигнала к средней амплитуде шума.

- **Сигнал** — разность потенциалов, которая индуцируется в приемной катушке за счет прецессии NMV в поперечной плоскости.
- **Шум** представляет собой случайные частоты, существующие в пространстве и времени. Это понятие эквивалентно фону в радиоприемнике, когда он не настроен на определенную станцию и где-то вдали слышны звуки оркестра «Big Bang». Применительно к МР, источником шума может являться больной, находящийся в полости магнита, а также собственный электрический фон томографа. Для каждого обследуемого шум представляет собой постоянный параметр, и интенсивность его зависит от конституции больного, области обследования и собственного шума томографа.

Шумы характерны для всех частот и случайно распределены во времени и пространстве. Однако сигналы характеризуются кумулятивной природой, генерируются во время TE, и их интенсивность определяется многими регулируемыми факторами, поэтому сигнал может быть выше или ниже шума. При увеличении интенсивности сигнала величина SNR увеличивается, а при ее снижении — уменьшается, поэтому любой фактор, изменяющий амплитуду сигнала, в свою очередь, влияет на SNR. К числу таких факторов относятся следующие:

- напряженность магнитного поля томографа;
- протонная плотность обследуемой области;
- объем вокселя;
- величина TR, TE и угла поворота;
- NEX;
- ширина полосы приема сигналов;
- тип катушки.

### **Напряженность магнитного поля томографа**

Напряженность магнитного поля играет важную роль в регуляции SNR. Как отмечалось в главе 1, при увеличении напряженности поля также увеличивается разрыв между высоко- и низкоэнергетическими ядрами. По мере возрастания этого энергетического разрыва все меньшее количество ядер имеет энергию, достаточную для ориентации своих магнитных моментов против  $B_0$ . В связи с этим относительное количество спин-ап ядер увеличивается. При повышении напряженности магнитного поля величина NMV также увеличивается, в результате чего создается большая намагниченность, позволяющая лучше визуализировать ткани и органы обследуемого. Таким образом, SNR возрастает. Хотя напряженность магнитного

поля не поддается изменению, при получении изображений в поле низкой напряженности появляется опасность уменьшения SNR, и может оказаться необходимым предпринять шаги для увеличения этого соотношения, которые не обязательны при использовании полей более высокой напряженности. Обычно это проявляется в увеличении времени сканирования.

## **Плотность протонов**

Амплитуду сигнала определяет число протонов, содержащихся в обследуемой области. Области с небольшой плотностью протонов (например, легкие) дают низкий сигнал, поэтому характеризуются невысоким значением SNR, в то время как области с высокой протонной плотностью (например, таз) обладают интенсивным сигналом, и, следовательно, высоким SNR. Показатель плотности протонов определяется типом ткани и не может быть изменен (с этим связано существование параметра внутреннего контраста, о котором шла речь в главе 2). Однако при сканировании областей с низкой плотностью протонов этот параметр уменьшается, поэтому может оказаться необходимым принять меры к его увеличению, которые не являются обязательными при сканировании областей более высокой плотностью протонов.

## **Объем воксела**

Единицей, формирующей цифровое изображение, служит пиксель. Яркость пикселя отражает интенсивность сигнала МРТ, который генерируется единицей объема ткани (воксел). Воксел представляет собой объем ткани и определяется величиной площади пикселя и толщиной среза (рис. 4.1). В свою очередь площадь пикселя определяется размерами FOV и количеством пикселей в FOV или матрицей, поэтому:

**Площадь в пикселях = величина FOV + размер матрицы.**

Крупная матрица характеризуется небольшим количеством частотных или фазовых кодирований, что дает немного пикселей в FOV. Крупная матрица создает крупные пиксели и воксели (принимая во внимание квадратную форму FOV). Для мелкой матрицы характерно много частотных и/или фазовых кодирований, и она создает в FOV большее количество пикселей. Мелкая матрица приводит к мелким пикселям и вокселям.

По сравнению с мелкими вокселями крупные содержат больше спинов или ядер, поэтому в них присутствует больше ядер, генерирующих сигнал. Крупные воксели обладают более высоким SNR по сравнению с мелкими (рис. 4.2).

Именно поэтому SNR пропорционально объему воксела, и любой параметр, который влияет на этот объем, также затрагивает и SNR. Также любой

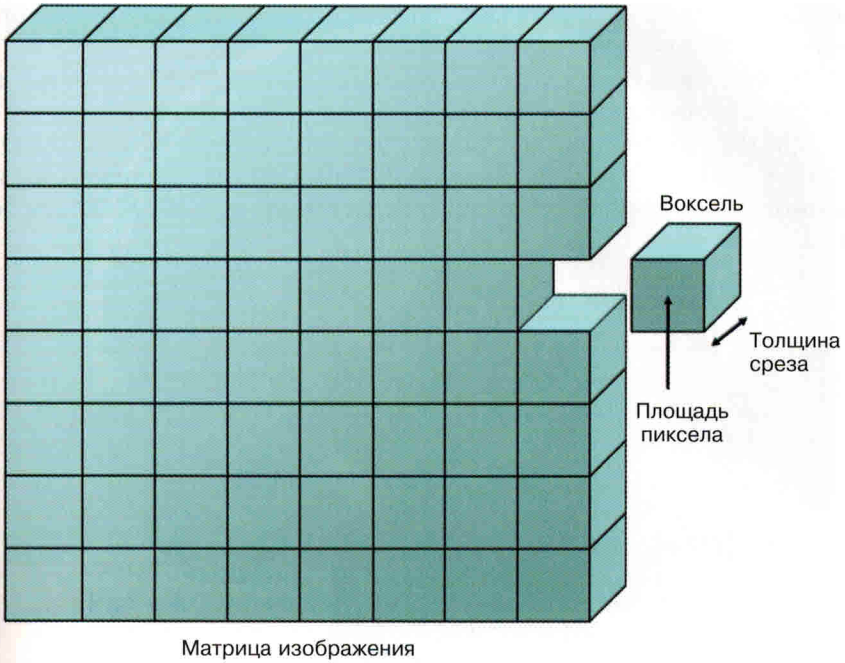


Рис. 4.1. Воксель. Большой квадрат зеленого цвета представляет собой FOV

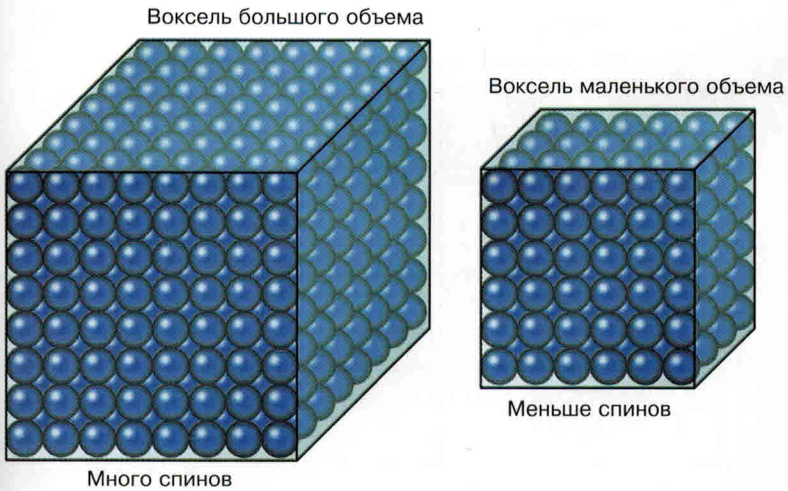


Рис. 4.2. Объем воксела и SNR(число спинов не соответствует действительности)



параметр, уменьшающий объем воксела, снижает SNR и наоборот. Достигается это тремя путями.

*Изменение толщины среза.* Обратимся к рис. 4.3–4.5. В этом примере объем воксела меняется при снижении толщины среза в половину, т. е. с 10 до 5 мм. При этом объем воксела также в половину уменьшается, т. е. с  $1000 \text{ мм}^3$  до  $500 \text{ мм}^3$ , поэтому также уменьшается SNR. При сравнении рис. 4.4 и 4.5 становится очевидным, что толстый срез дает более высокое SNR, чем более тонкий.

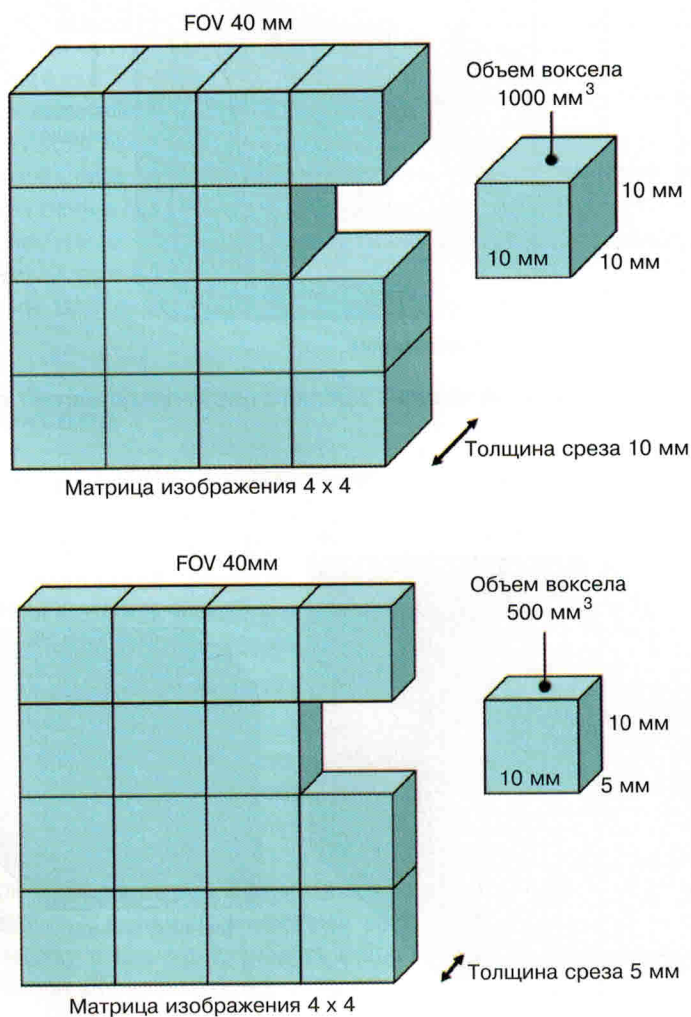
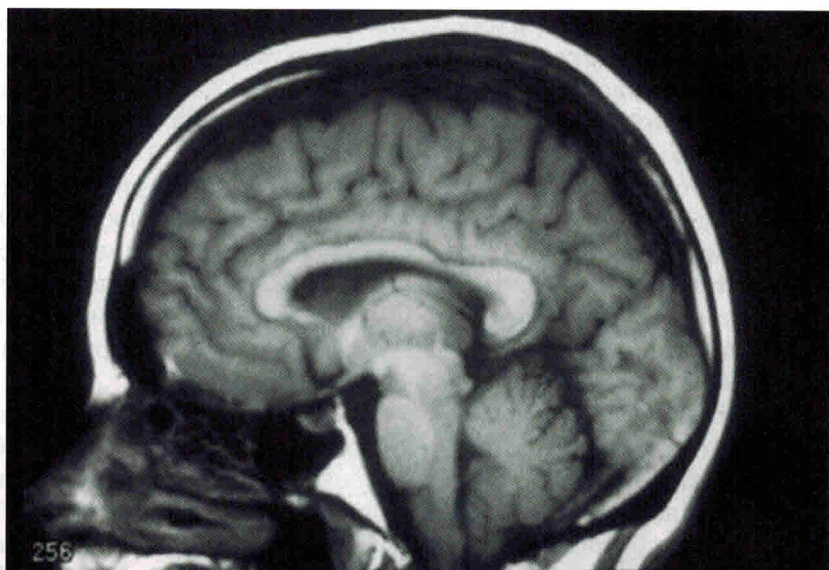
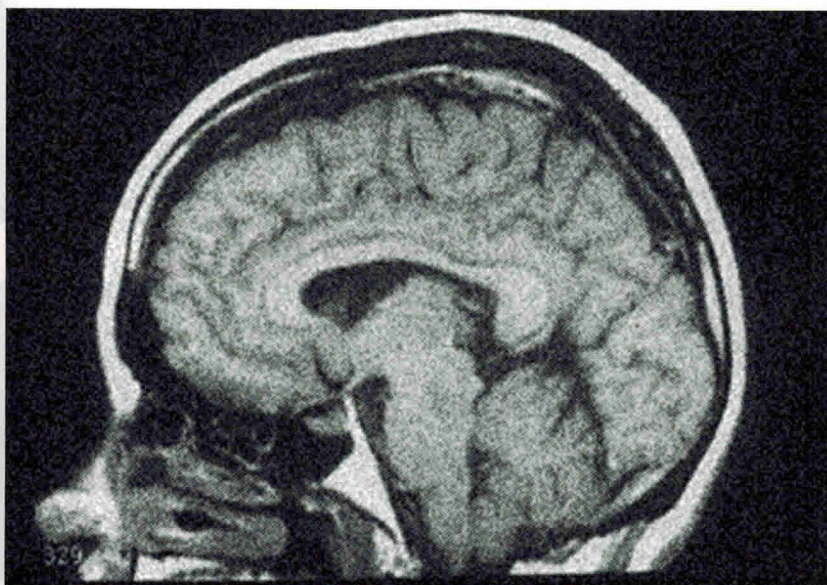


Рис. 4.3. Зависимость SNR от толщины среза



**Рис. 4.4.** T1-взвешенное изображение головного мозга в сагиттальной проекции. Толщина среза составляет 10 мм



**Рис. 4.5.** T1-взвешенное изображение головного мозга в сагиттальной проекции. Толщина среза составляет 5 мм

# 7

## Артефакты и пути их устранения

- Введение **252**
- Неправильное фазовое позиционирование **252**
- Наложение сигналов (алайсинг) или скручивание изображения **262**
- Артефакт химического сдвига **270**
- Артефакт черной границы **274**
- Артефакт усечения **276**
- Артефакт магнитной восприимчивости **277**
- Кросс- возбуждение и перекрестные помехи **280**
- Артефакт молнии **282**
- Артефакт затенения **283**
- Муар **284**
- Артефакт «магического угла» **285**

7

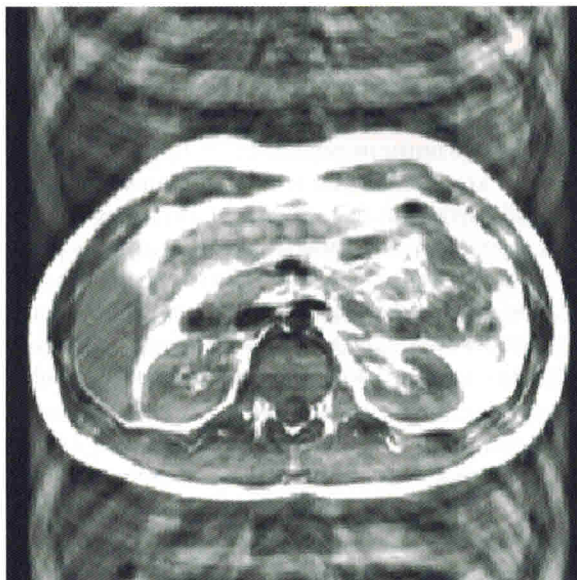
### Введение

На всех изображениях, полученных методом МРТ, в той или иной степени присутствуют разные артефакты, поэтому крайне важно понимать причины их появления и знать пути частичного или полного их устранения. Некоторые артефакты необратимы и устраняются лишь частично. От других удастся избавиться полностью. В настоящей главе рассмотрены наиболее частые артефакты изображений в МРТ, вызывающие их причины и способы устранения.

### Неправильное фазовое позиционирование

#### *Проявление*

Нарушение фазового позиционирования или sdвоенность изображения является результатом повторения изображения анатомических структур в направлении фазового кодирования. Обычно артефакт возникает в результате периодического движения структуры в процессе сканирования. Он прояв-



**Рис. 7.1.** Изображение брюшной полости в аксиальной проекции, иллюстрирующее артефакт, вызванный неправильным фазовым позиционированием за счет дыхательных движений

ляется на изображениях грудной клетки за счет дыхательных движений (рис. 7.1), при пульсации сосудов и CSF, за счет глотательных движений и подвижности глазного яблока. При рассматривании изображения всегда можно определить направление фазового кодирования по направлению неправильного фазового позиционирования или сдвоенности.

7

### **Причины возникновения**

Нарушение фазового позиционирования приводит к смещению изображения вдоль градиента фазового кодирования в импульсной последовательности. Артефакт отмечается только при использовании этого градиента, поскольку:

- градиент фазового кодирования в каждый период TR меняет амплитуду, в то время как градиенты частотного кодирования и выбора срезов в каждом периоде TR имеют одинаковую амплитуду (см. главу 3). Именно поэтому за счет движения анатомической структуры ее изображение при сканировании, по мере изменения фазового градиента, смещается в направлении фазового кодирования. Представим себе, что при сканировании грудная клетка движется, как изображено на рис. 7.2. При выдохе грудная клетка находится в положении вдоль градиента фазового кодирования, а в следующую фазу, при вдохе, за-

нимает другое положение. В зависимости от положения в градиенте грудная клетка может находиться при различных фазовых состояниях, например, соответствующих положению 3 ч и 2 ч. Из-за движения структур, на FOV, вдоль градиента фазового кодирования наблюдается неправильное позиционирование;

- между фазовым кодированием и считыванием существует определенный временной интервал (см. рис. 7.2), поэтому в промежутке между фазовым кодированием и считыванием сигнала при частотном кодировании и помещением его в К-пространство структура может переместиться. В направлении оси частотного кодирования неправильного позиционирования не наблюдается, поскольку частотное кодирование происходит по мере считывания и оцифровки сигнала.

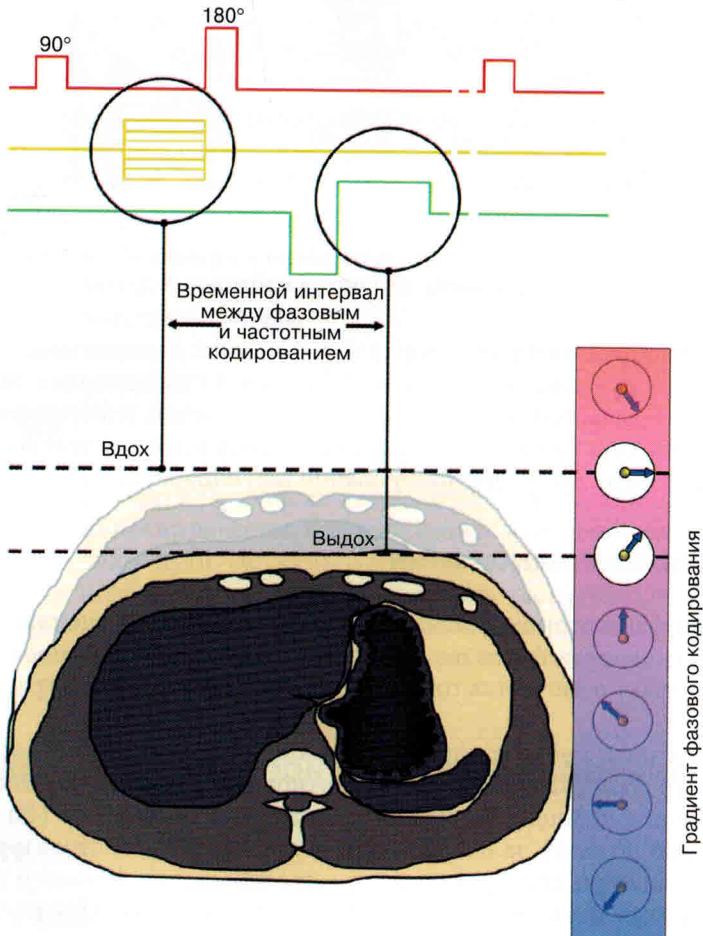
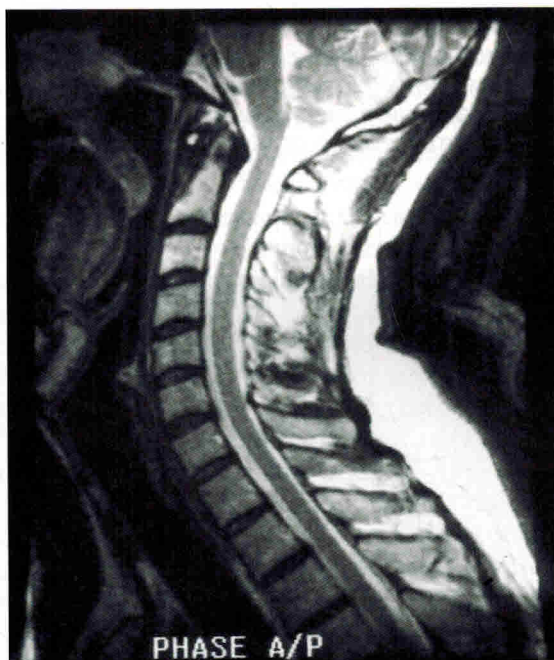


Рис. 7.2. Причины возникновения артефакта неправильного фазового позиционирования

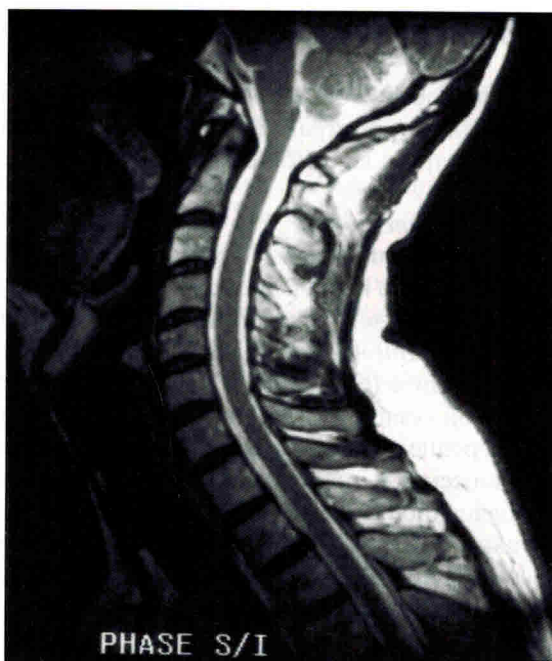
## Способы устранения

Существует несколько способов ослабления артефакта нарушения фазового позиционирования. Полностью устранить его, однако, невозможно, если, конечно, вы не обследуете труп! Способ ослабления артефакта зависит от вызвавших его причин.

**Обмен между фазой и частотой.** Так как сдвоенность изображения отмечается только в направлении фазовой оси, можно изменить направление фазового кодирования так, что в обследуемой области артефакт проявляться не будет. Например, при получении изображения шейного отдела позвоночника в сагиттальной проекции частотное кодирование обычно выполняется при приложении Z-градиента (от головы к ногам), поскольку это направление совпадает с длинной осью сагиттальной проекции туловища (рис. 7.3), поэтому фаза имеет передне-заднее направление и прикладывается Y-градиент. Глотательные движения и пульсация сонной артерии вдоль фазовой оси служат причинами сдвоенности изображения спинного мозга. Обмен между фазой и частотой таким образом, что Y-градиент (переднее-заднее направление) обеспечивает кодирование частоты, а Z-градиент — кодирование фазы, приводит к перемещению артефактного изображения в направлении от



**Рис. 7.3.** T2-взвешенное изображение шейного отдела позвоночника в сагиттальной проекции с фазой, в соответствии с которой фазовая сдвоенность отображается в передне-заднем направлении



**Рис. 7.4.** T2-взвешенное изображение шейного отдела позвоночника в сагиттальной проекции с фазой, в соответствии с которой фазовая sdвоенность отображается в направлении сверху вниз. Отметьте, что по сравнению с рис. 7.3 видимость шейного отдела позвоночника улучшилась

7

головой к ногам, и, таким образом, изображение спинного мозга не нарушается (рис. 7.4). Необходимо заметить, однако, что при этом не удастся ослабить или устранить этот артефакт. Изображение лишь сдвигается таким образом, что с меньшей долей вероятности затеняются важные анатомические детали. Описанный прием также используется при получении изображений колена в сагиттальной проекции для устранения артефакта, связанного с подколенной артерией, а также при съемке области груди в аксиальной проекции, когда внутренние анатомические структуры средостения маскируются аортой. Как, по вашему мнению, в этих случаях должны быть расположены направления фазы и частоты?

**Использование преднасыщающих импульсов.** При преднасыщении обнуляется сигнал от определенной области (см. главу 6). Размещение преднасыщаемого объема поверх области образования артефакта обнуляет сигнал и ослабляет артефакт. Например, при получении изображения шейного отдела позвоночника в сагиттальной проекции глотательные движения приводят к sdвоенности вдоль фазовой оси (в переднее-заднем направлении) и к затенению изображения спинного мозга. Приложение преднасыщающих импульсов к FOV и размещение над глоткой частично устраняет этот артефакт.