

Магнитно-резонансная томография

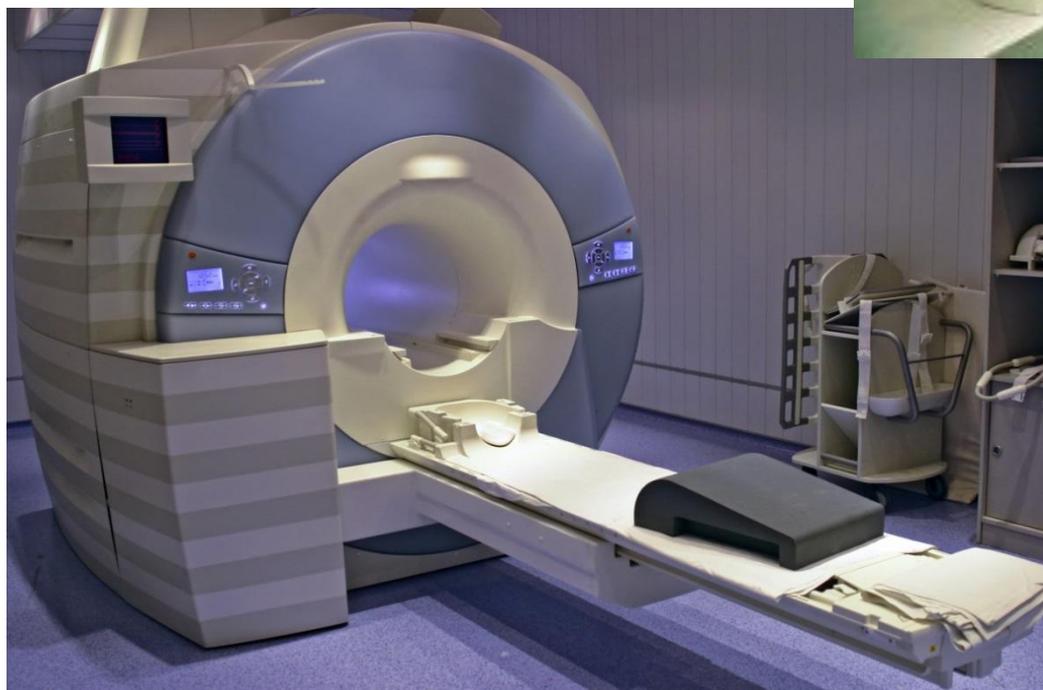
Магнитно-резонансная томография (МРТ, MRI

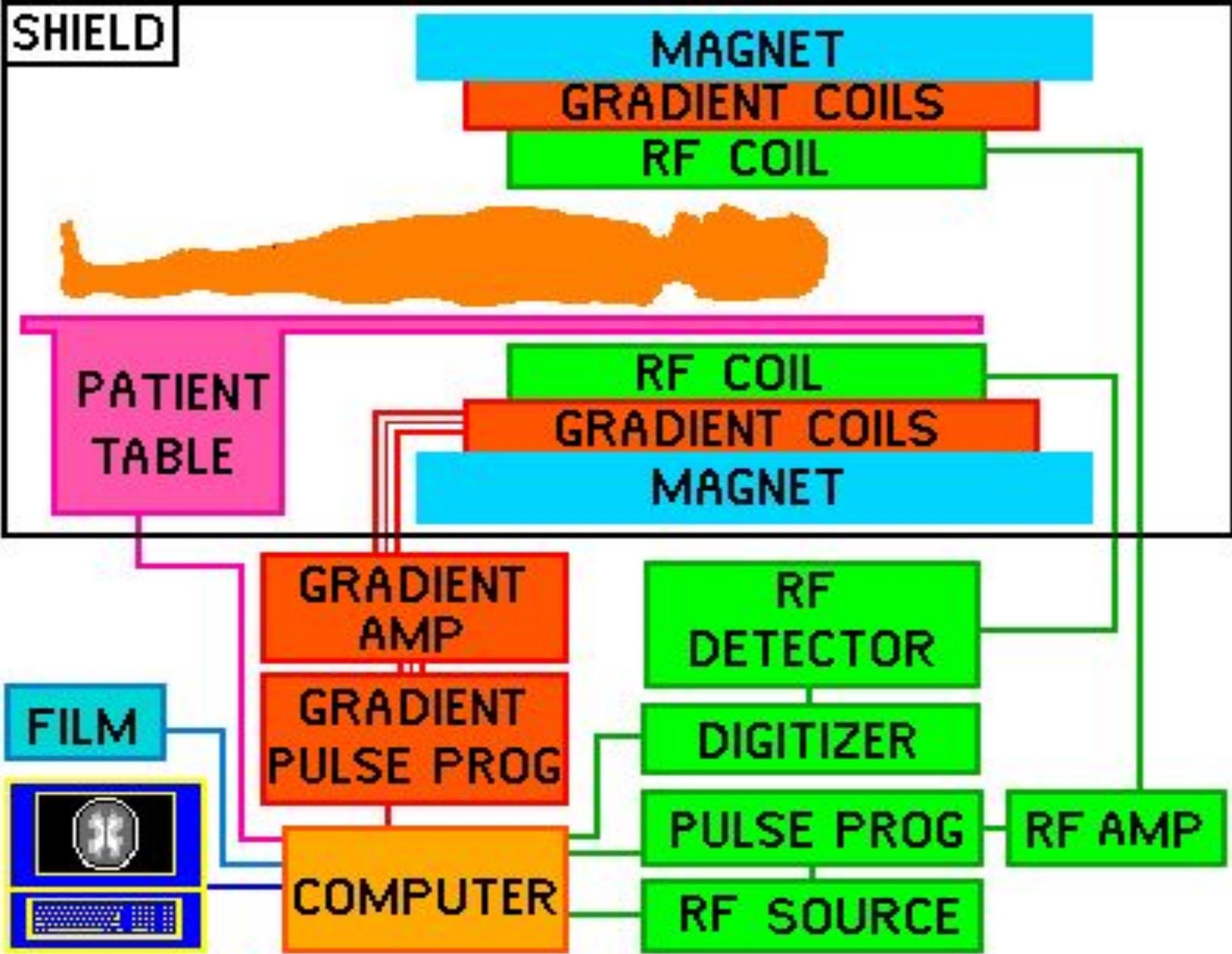
) — [томографический](#) метод исследования внутренних органов и тканей с использованием физического явления [ядерного магнитного резонанса](#) — метод основан на измерении электромагнитного отклика ядер атомов [водорода](#) на возбуждение их определённой комбинацией электромагнитных волн в постоянном магнитном поле высокой напряжённости.

Годом основания магнитно-резонансной томографии принято считать [1973 год](#), когда профессор химии [Пол Лотербур](#) опубликовал в журнале [Nature](#) статью «Создание изображения с помощью индуцированного локального взаимодействия; примеры на основе магнитного резонанса». Позже [Питер Мэнсфилд](#) усовершенствовал математические алгоритмы получения изображения.

За изобретение метода МРТ [Питер Мэнсфилд](#) и [Пол Лотербур](#) получили в [2003 году Нобелевскую премию](#) в области медицины. В создание магнитно-резонансной томографии известный вклад внёс также американо-армянский учёный [Реймонд Дамадьян](#), один из первых исследователей принципов МРТ, держатель патента на МРТ и создатель первого

MPT томографы





Вверху схемы расположены компоненты томографа, находящиеся в комнате сканирования магнитно-резонансного томографа. Поле B_0 , необходимое для процесса сканирования, создается магнитом (magnet). Для создания градиента в B_0 по направлениям X, Y и Z, внутри магнита расположены градиентные катушки (gradient coils). Внутри градиентных катушек находится РЧ катушка (RF coil). РЧ катушка создает магнитное поле B_1 , необходимое для поворота спинов на 90° или 180° . РЧ катушка также регистрирует сигнал от спинов внутри тела. Пациент располагается на управляемом компьютером столе пациента (patient table). Точность установки позиции составляет 1 мм. Комната сканирования окружена РЧ экраном (RF shield). Экран предупреждает излучение РЧ-импульсов с большой энергией за пределы клиники. Он также защищает томограф от различных РЧ сигналов от теле- и радиостанций. Некоторые комнаты сканирования окружены также магнитным экраном, который предупреждает магнитное поле от распространения слишком далеко по территории клиники. Современные магниты имеют магнитный щит

"Сердцем" томографа является компьютер (computer). Он контролирует все компоненты томографа. Источник РЧ-импульсов (RF source) и программатор импульсов (pulse programmer) являются РЧ компонентами, находящимися под контролем компьютера. Источник генерирует синусоиду нужной частоты. Программатор импульсов придает им форму импульсов. РЧ усилитель (RF amplifier) увеличивает мощность импульсов от милливатт до киловатт. Компьютер также управляет программатором градиентных импульсов (gradient pulse programmer), который определяет вид и амплитуду каждого из трех градиентных полей. Градиентный усилитель (gradient amplifier) увеличивает мощность градиентных импульсов до уровня, достаточного для управления градиентными катушками.

Матричный процессор (array processor), имеющийся у некоторых томографов - это устройство, позволяющее проводить двумерное преобразование Фурье за доли секунды. Компьютер передает преобразование Фурье этому, более быстрому, устройству.

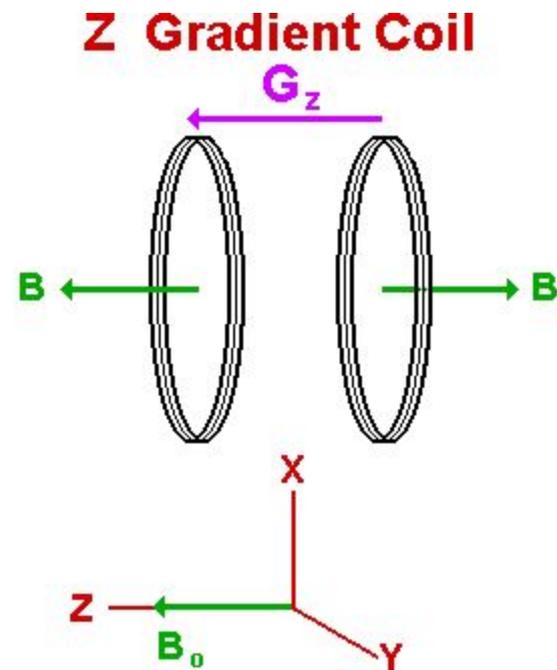
Оператор томографа производит ввод в компьютер через консоль управления (control console). Отображающая последовательность выбирается и модифицируется на консоли. Оператор может просматривать изображения на дисплее, расположенном на консоли, или распечатывать их на фотопринтере (film printer).

Градиентные катушки

Градиентные катушки создают градиенты в магнитном поле B_0 .

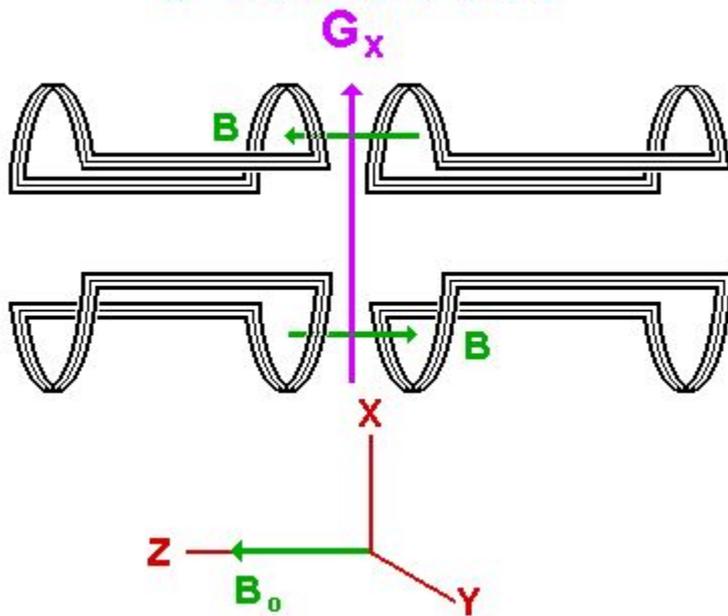
Эти катушки содержатся при комнатной температуре. Они создают необходимый градиент благодаря своей конфигурации. Так как наиболее часто используется сверхпроводящий магнит с горизонтальной осью, система градиентных катушек будет описана именно для него.

Пользуясь стандартной в магнитном резонансе координатной системой, градиент B_0 по направлению Z достигается антигельмгольцевой катушкой. Ток проходит в противоположных направлениях в двух катушках, создавая градиент магнитного поля между двумя катушками. Поле B одной катушки прибавляется к полю B_0 , в то время как поле B в центре другой катушки отнимается от поля B_0 .

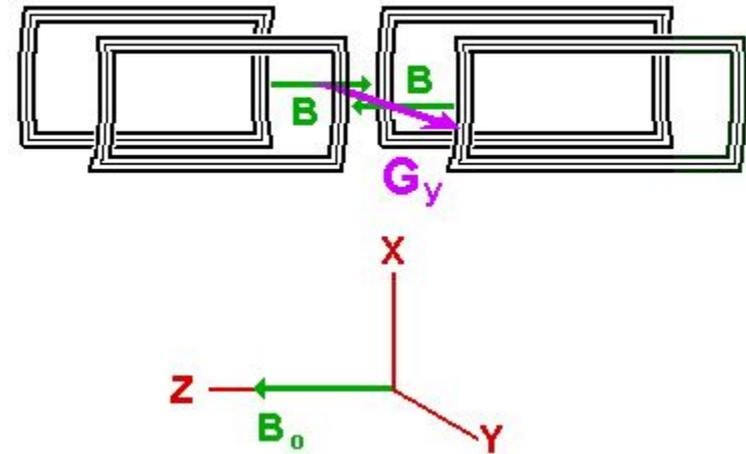


Градиенты X и Y в поле B_0 создаются парой катушек имеющих вид восьмерки. Катушки, имеющие вид восьмерки, по направлению X создают градиент в B_0 по этому направлению, благодаря направлению тока, проходящего через катушки.

X Gradient Coil



Y Gradient Coil



РЧ катушки

создают поле B_1 , которое поворачивает суммарную намагниченность в импульсной последовательности. Они также регистрируют поперечную намагниченность детекции или принимают сигналы от спинов отображаемого объекта, в то время как она прецессирует в плоскости XY. РЧ катушки можно разделить на три основные категории:

- 1) и передающие и принимающие катушки,
- 2) только принимающие катушки и
- 3) только передающие катушки.

Существует несколько разновидностей каждой из катушек. РЧ катушку томографа можно сравнить с объективами фотоаппарата. Фотограф использует один объектив для снимка с близкого расстояния и другой для широкоугольного снимка с дальнего расстояния. Как хороший фотограф имеет несколько объективов, так и в хорошем томографическом кабинете имеется несколько отображающих катушек для того, чтобы можно было справиться с разными ситуациями в томографии.

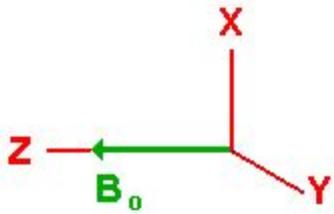
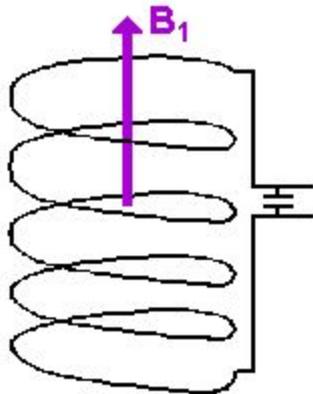
Отображающая катушка должна резонировать или эффективно накапливать энергию при частоте Лармора. Все отображающие катушки состоят из индуктора, индуктивных элементов и емкостных элементов. Резонансная частота РЧ катушки определяется индуктивностью (L) и емкостью (C) индуктивно-емкостной цепи.

Некоторые типы отображающих катушек должны настраиваться для каждого пациента физическим изменением емкости переменного конденсатора. Другим требованием отображающей катушки является то, что поле B_1 должно быть перпендикулярным магнитному полю B_0 .

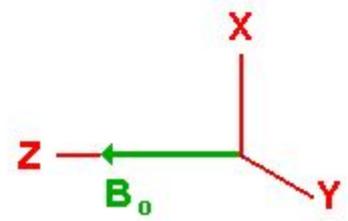
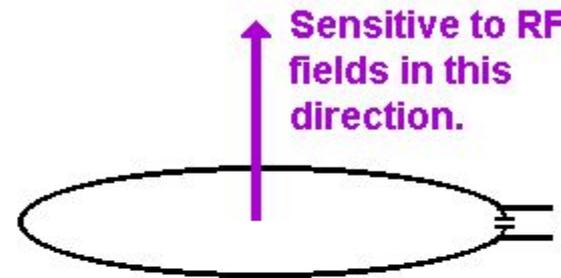
$$\nu = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

Некоторые из наиболее распространенных отображающих катушек изображены на рисунках. Описано направление поля B_1 , метод использования и применение.

Multi-Turn Solenoid



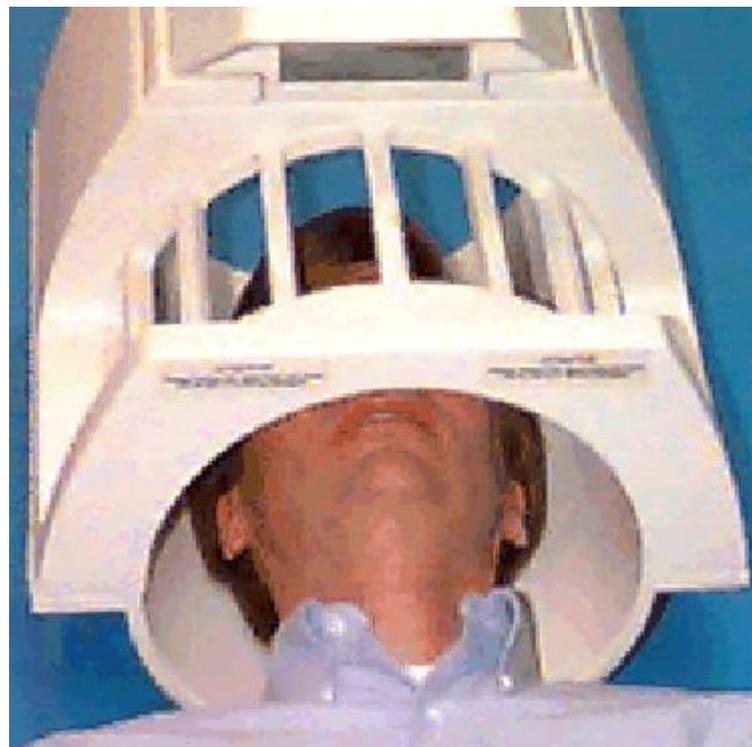
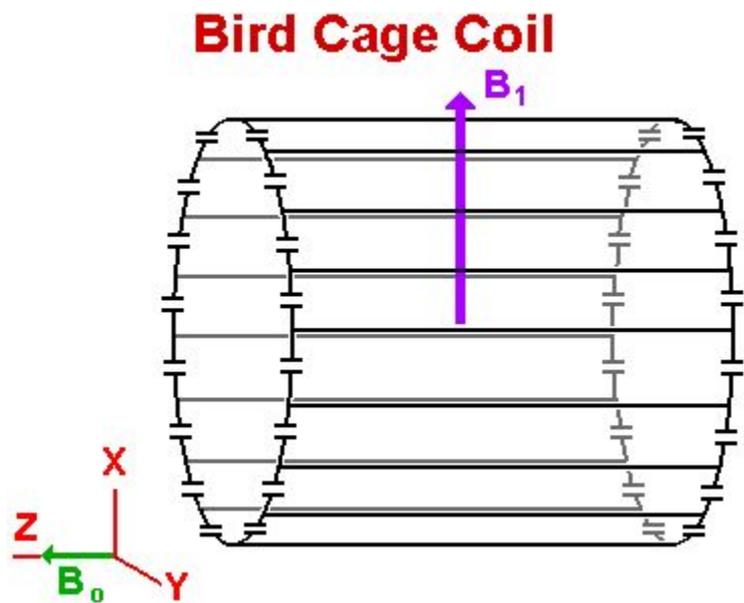
Surface Coil



Поверхностные катушки широко распространены, так как они являются только принимающими катушками и имеют хорошее отношение сигнал-шум для близлежащих к катушке тканей. Вот пример изображения нижнего отдела позвоночника человека, полученного поверхностной катушкой



Катушка "птичья клетка" является одной из катушек для отображения головы или мозга. Вот изображение человеческой головы внутри катушки типа "птичьей клетки"



При включении радиочастотного поля вектор M_0 отклоняется от равновесного положения на угол θ . Если постоянное магнитное поле B_0 совершенно однородно, то поведение вектора намагниченности M_0 после окончания действия импульса определяется процессами релаксации, т.е. спиновая система возвращается к равновесному состоянию посредством релаксации ($M_z \rightarrow M_0$, а M_x и $M_y \rightarrow 0$).

Блох предположил, что релаксационные процессы имеют первый порядок и могут быть описаны двумя различными временами релаксации T_1 и T_2 , определяемыми уравнениями

$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{M_z - M_0}{T_1},$$

$$\frac{dM_{x'}}{dt} = -\frac{M_{x'}}{T_2}, \quad \frac{dM_{y'}}{dt} = -\frac{M_{y'}}{T_2}$$

для вращающейся системы координат (X', Y', Z) : где T_1 - время спин-решеточной или продольной релаксации, а T_2 - время спин-спиновой или поперечной релаксации.

T_1 -релаксация (спин-решеточная релаксация)

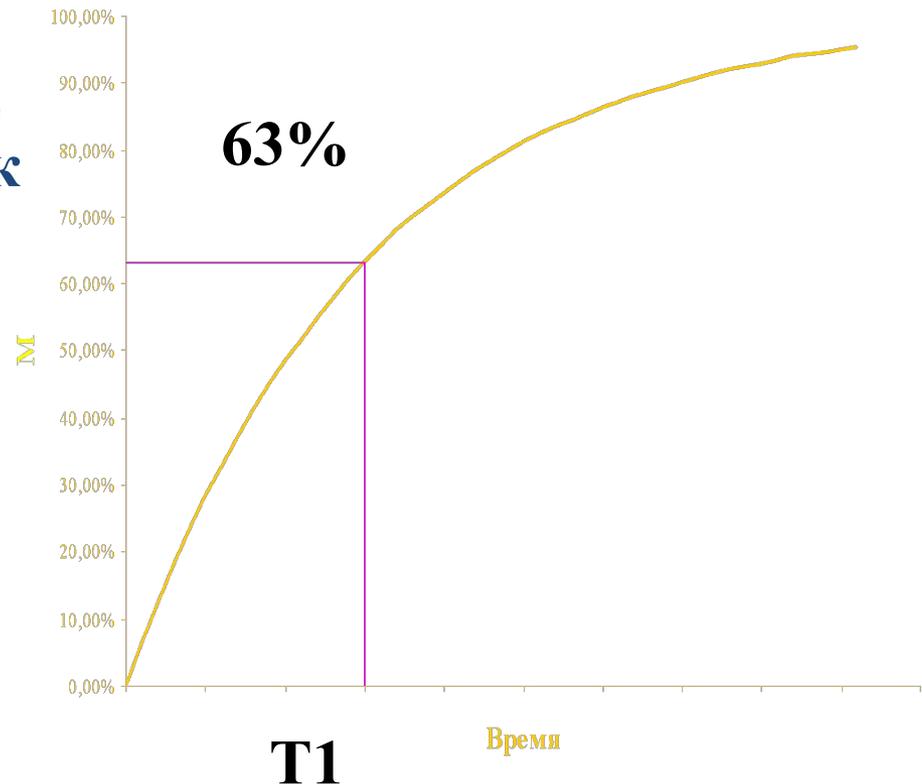
$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1}),$$

где

M_z – величина магнитного момента вдоль оси Z как функция от времени,

M_0 – величина магнитного момента до воздействия радиочастотными импульсами

T_1 – время релаксации, постоянное для каждой ткани



За время $t=T_1$ магнитный момент вдоль оси Z возрастает до 63% от первоначального

T_2 -релаксация (спин-спиновая релаксация)

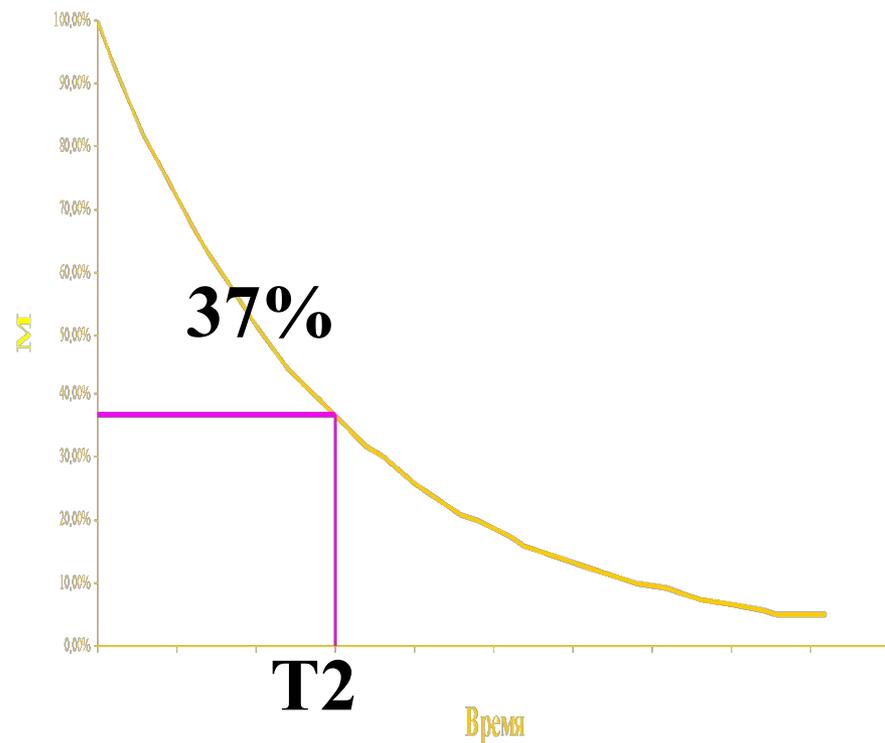
$$M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2},$$

где

M_{xy} – величина магнитного момента как функция от времени,

M_0 – величина магнитного момента в плоскости XY во время воздействия радиочастотными импульсами

T_2 – время релаксации, постоянное для каждой ткани



За время $t=T_2$ магнитный момент в плоскости XY снижается до 37% от первоначального

Контраст изображения.

Изображения, полученные методом МРТ, должны обладать достаточным уровнем контраста, позволяющим визуализировать анатомические структуры и улавливать различия между нормальными и патологически измененными тканями. При отсутствии различий в контрасте визуализация патологических изменений становится невозможной. Одно из существенных преимуществ МРТ по сравнению с прочими методами визуализации внутренних органов заключается в возможности контролировать состояние структур, состоящих из мягких тканей. Характеристики контраста зависят от многих факторов, и важно представлять себе, какие механизмы определяют качество изображений в МРТ.

При получении изображений методом МРТ в каждую группу входит несколько параметров. Внутренние параметры контраста:

- время T1-восстановления (T1-контраст);
- время T2-спада (T2-контраст);
- протонная плотность;
- объемный поток;
- внешний коэффициент диффузии (ADC).

Все эти параметры присущи тканям организма и не поддаются изменению.

Жировая ткань и вода

Молекулы жира состоят из атомов водорода, связанных с атомами углерода и кислорода. Жиры состоят из крупных молекул, называемых липидами, которые тесно связаны друг с другом, и скорость вращения которых относительно невелика. Молекуле воды атомы водорода и кислорода расположены далеко друг от друга и характеризуются довольно значительной скоростью вращения. Кислород в молекулах воды стремится оттянуть электроны, находящиеся вокруг ядер атомов водорода. Это делает их более восприимчивыми к воздействию основного магнитного поля.

В жирах углерод не оттягивает электроны атомов водорода. Они остаются в электронном облаке, защищая ядро от воздействия магнитного поля. В молекуле воды Ларморова частота атомов водорода выше, чем в жирах. В молекулах последних водород релаксирует вдоль продольной оси и теряет поперечную намагниченность быстрее, чем в молекулах воды. В связи с этим на изображениях, полученных методом МРТ, жир и вода выглядят по-разному

T₁-восстановление

T₁-восстановление происходит вследствие того, что ядра отдают свою энергию в окружающую среду.

Собственная энергия жировой ткани низка и она легко поглощает решеткой энергию ядер водорода. Благодаря медленному вращению молекул жировой ткани их восстановление происходит довольно быстро. Это связано с тем, что скорость вращения соответствует Ларморовой частоте и допускает эффективный обмен энергией между ядрами водорода и окружающей молекулярной решеткой. Таким образом, магнитные моменты ядер молекул жиров способны релаксировать и быстро восстанавливать свою продольную намагниченность. M₀ жиров быстро ориентируется в B₀, и время T₁ для жира составляет малую величину.

Вода обладает высокой внутренней энергией, и ее решетка не может легко поглощать энергию ядер водорода. Высокая подвижность молекул воды приводит к менее эффективной T₁-релаксации за счет того, что скорость их вращения не совпадает с Ларморовой частотой и не обеспечивает эффективного обмена энергией между ядрами водорода и окружающей молекулярной решеткой. Магнитные моменты молекул воды долго релаксируют и восстанавливают продольную намагниченность. Столь же долго ориентируется в B₀ их M₀, и поэтому время T₁ для воды достаточно продолжительно.

T₂-спад

T₂-спад происходит в результате взаимодействия магнитных полей соседних ядер, которые тем самым обмениваются энергией.

В жирах эффективный обмен энергией осуществляется между ядрами водорода, поскольку скорость вращения молекул жиров близка к Ларморовой частоте, и они близко расположены друг к другу. В результате спины быстро смещаются по фазе и теряют поперечную намагниченность, поэтому время T₂ очень короткое.

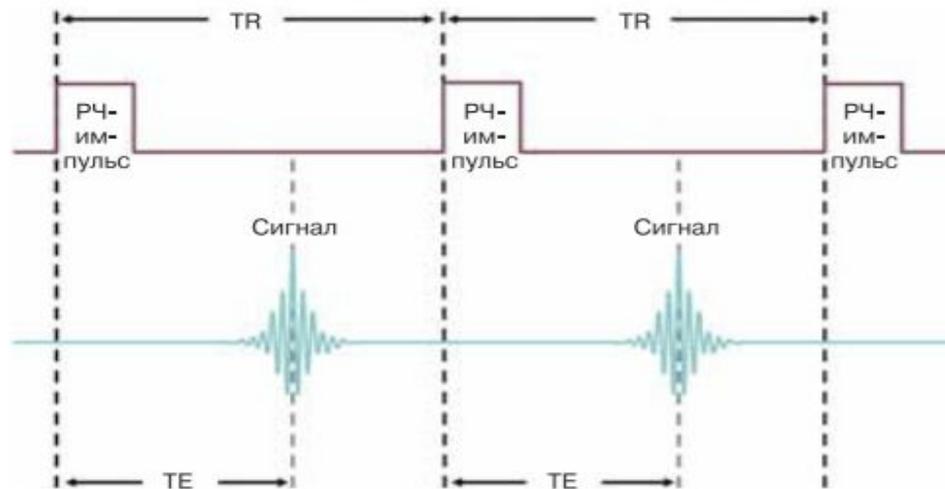
В воде процессы обмена энергией протекают менее эффективно, чем в жирах, поскольку скорость вращения молекул отлична от Ларморовой частоты, и они более удалены друг от друга. В связи с этим спины медленно смещаются по фазе и происходит постепенная потеря поперечной намагниченности. Время T₂ для воды велико.

Таблица. T₁ и T₂ время релаксации для ткани головного мозга при напряженности магнитного поля в 1 Т.

Компонент	Время T1 (мс)	Время T2 (мс)
Вода	2500	2500
Жир	200	100
Спинномозговая жидкость	2000	300
Белое вещество	500	100

Временные параметры импульса

Очень упрощенно импульсная последовательность представляет собой сочетание РЧ-импульсов, сигналов и периодов промежуточного восстановления



Импульсная последовательность включает несколько компонентов:

время повторения (TR), представляющее собой время от приложения одного РЧ-импульса до следующего, для каждого слоя определяет степень релаксации, которая достигается в промежутке между прекращением воздействия одного импульса и наложением следующего. Таким образом, этот показатель определяет степень T_1 -релаксации, происходящую при считывании сигнала;

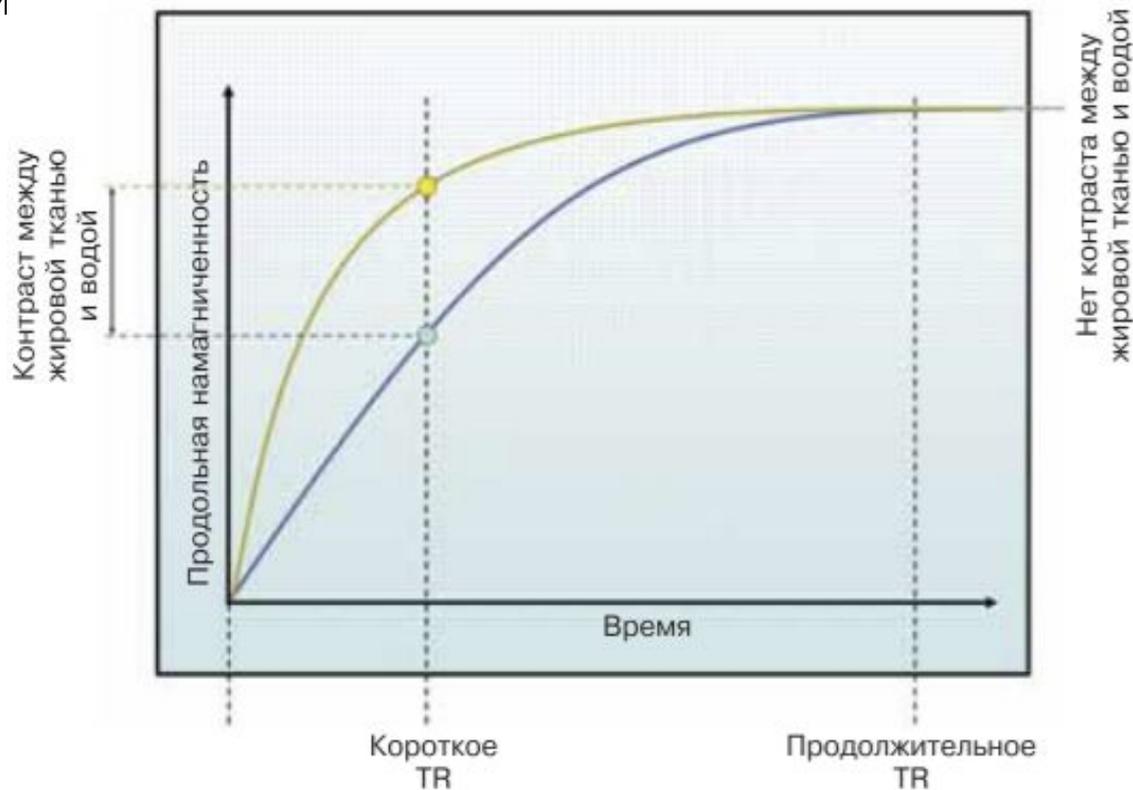
время эхо (TE) — время от момента приложения РЧ-импульса и до наступления пика сигнала, возникающего в катушке. TE определяет степень полноты спада поперечной. Таким образом, время эхо контролирует степень релаксации T_2 , которая происходит при чтении сигнала. TR и TE измеряется в миллисекундах (мс).

Взвешенность контраста изображения

Все факторы, формирующие контраст изображения действуют одновременно, поэтому дают изображения со смешанным контрастом. Это означает, что при чтении изображения очень трудно установить вклад в контраст каждого из этих факторов. Интерпретация снимков становится очень трудной, поэтому необходимо взвесить контраст изображения по одному из параметров, не принимая во внимание остальные. Это осуществляется на основании известных представлений о том, как внешние факторы контраста контролируют относительный вклад каждого из внутренних факторов. Для того чтобы продемонстрировать взвешенность контраста по T_1 , протонной плотности, или по T_2 для данной импульсной последовательности, выбираются особые значения TR и TE. При этом взвешенность изображения достигается за счет того, что один механизм формирования контраста преобладает над двумя остальными.

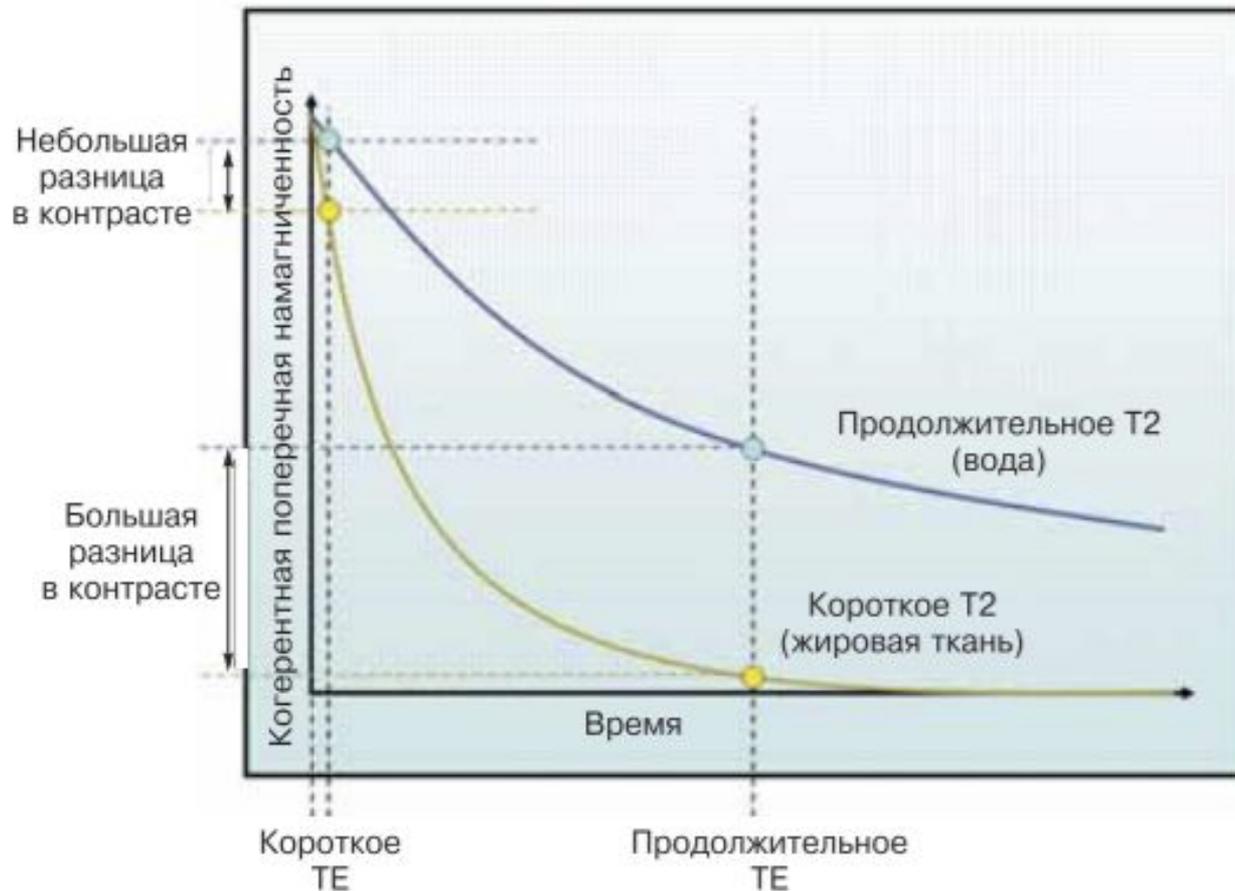
Взвешенность по T_1

Контраст изображения, взвешенного по T_1 , зависит, главным образом, от различий во времени T_1 между жировой тканью и водой (и всеми тканями с промежуточной интенсивностью сигнала). Поскольку TR контролирует полноту релаксации каждого вектора до момента приложения следующего РЧ-импульса для того, чтобы получить T_1 -взвешенное изображение, TR должно быть достаточно коротким, с тем чтобы жир и вода не имели бы времени для возвращения к B_0 и полного восстановления своей продольной намагниченности. При продолжительном времени TR жир и вода возвращаются к B_0 и полностью восстанавливают продольную намагниченность. Если это происходит, то в обеих тканях наступает полная релаксация T_1 , и различия в T_1 на изображении



Взвешенность по T2

Контраст T₂-взвешенного изображения, главным образом, зависит от различий во времени T₂ для жировой ткани и воды (и всеми тканями с промежуточным сигналом). TE контролирует степень T₂-спада, который должен завершиться до момента получения сигнала. Для получения T₂-взвешенного изображения TE должно быть достаточно большим, чтобы жировая ткань и вода имели достаточно времени для релаксации. Если TE слишком коротко, времени для релаксации жира и воды не хватает, и различия в T₂ на изображении не проявляются



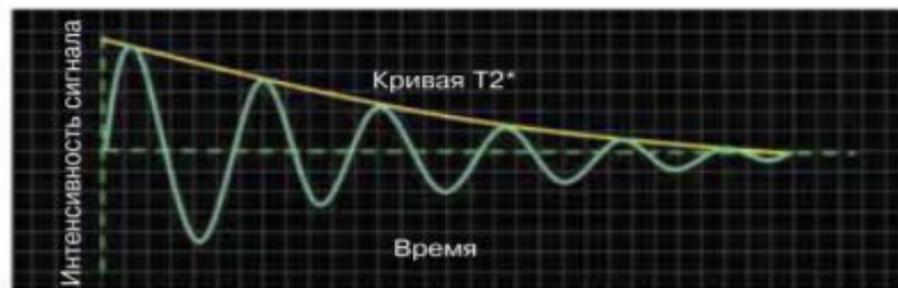
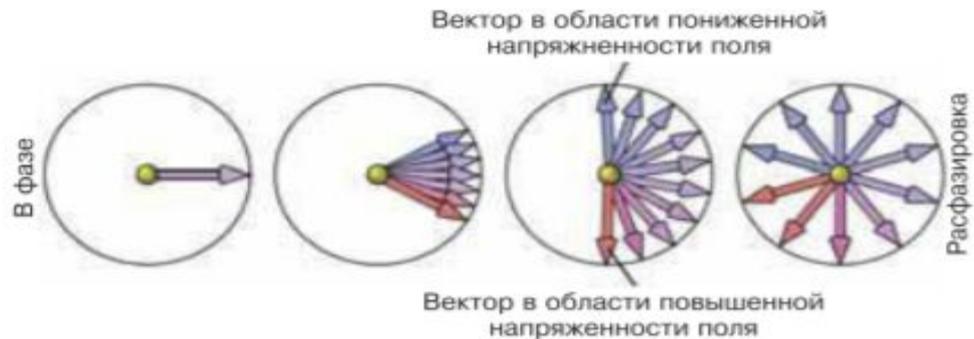
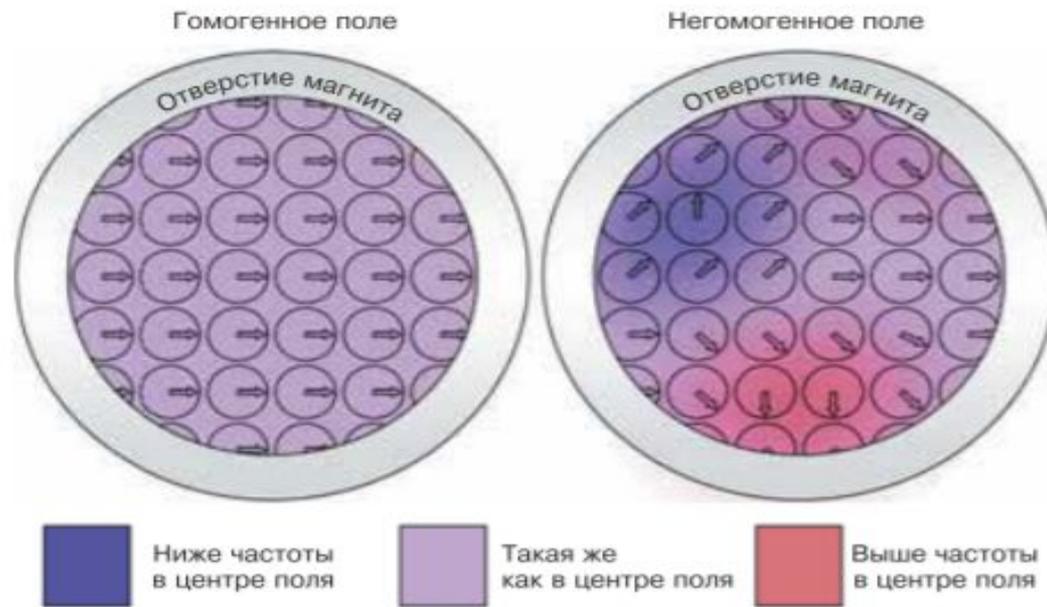


Рис. 2.15. T_2^* -спад и негетомогенность поля

Импульсные последовательности

Вызванная негомогенностью рассинхронизация приводит к быстрой потере поперечной когерентной магнетизации, а следовательно и сигнала, так, что он снизится до нуля до того момента, как большинство тканей достигнут T1 или T2-релаксации, поскольку имеют для этого достаточно времени. Для того, чтобы измерить время релаксации и получить изображение с достаточным контрастом, необходимо скомпенсировать T2*-рассинхронизацию по фазе так, чтобы оказалось возможным регенерировать сигнал и правильно измерить T1 и T2. Это можно сделать двумя способами — либо использовать дополнительный 180° РЧ-импульс, либо воспользоваться градиентом. Последовательности, использующие импульс для регенерации сигнала, называются спин-эхо, а использующие градиент — градиентные эхо-последовательности.

Последовательность спиновое эхо

В этой последовательности используется 90° возбуждающий импульс, который переворачивает M_0 в поперечной плоскости. M_0 прецессирует в поперечной плоскости, индуцируя разность потенциалов в приемной катушке. Траектории прецессии магнитных моментов ядер, создающих M_0 , переносятся в поперечную плоскость. При удалении 90° РЧ-импульса возникает сигнал спада свободной индукции (FID). Немедленно происходит T2*-расфазировка, и сигнал затухает. Затем

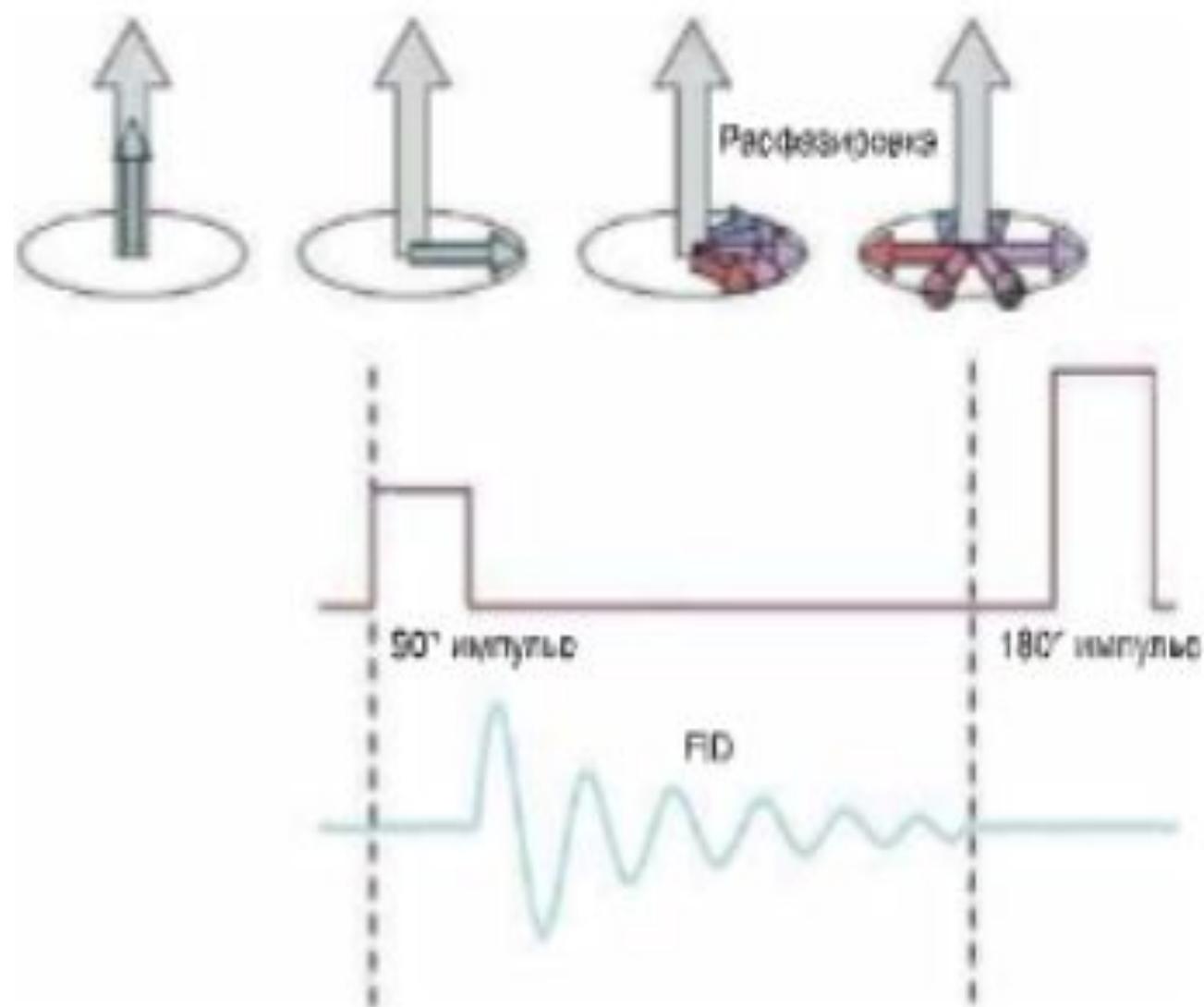
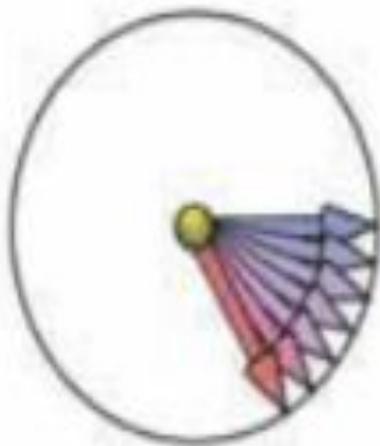
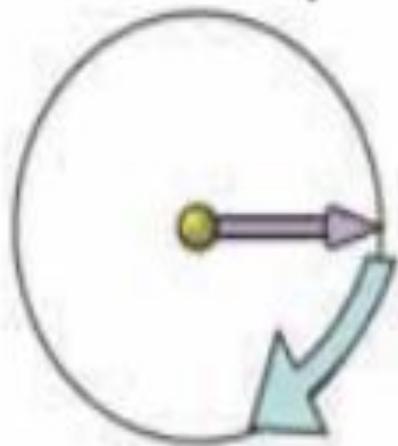


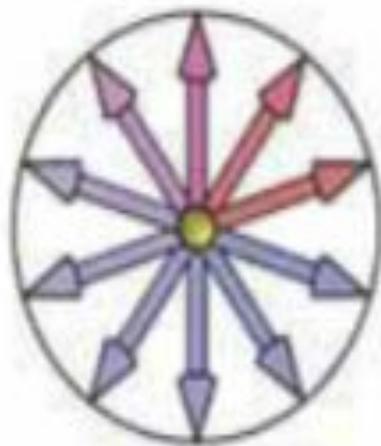
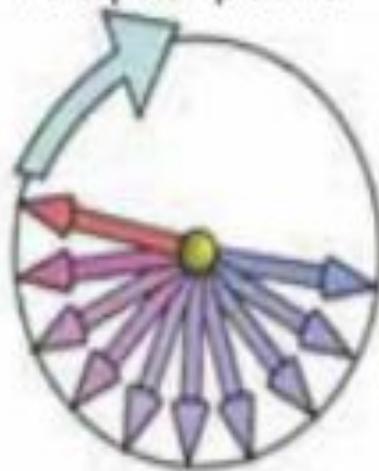
Рис. 2.16. T2-расфазировка

РЧ-импульс 180° обладает достаточной энергией для того, чтобы повернуть M_0 на 180° . При $T2^*$ -расфазировке магнитные моменты расфазировываются или «распушаются» веерообразно в поперечной плоскости. Теперь они не находятся в фазе, т. е. в каждый момент времени занимают на траектории прецессии различные положения. Магнитные моменты, которые замедлились, формируют отстающую часть веера (на рис. 2.17 показана голубым цветом). Ускоренные моменты образуют его ведущую часть (на рис. 2.17 показана красным). 180° РЧ-импульс на 180° переворачивает эти индивидуальные магнитные моменты. Они все еще находятся в поперечной плоскости, однако теперь ведущую часть веера образуют те моменты, которые до наложения 180° РЧ-импульса формировали его отстающую часть. В то же время магнитные моменты, которые до приложения 180° импульса составляли ведущую часть веера, теперь представляют его отстающую часть (как показано на нижней половине рис. 2.17). Спины, помеченные красным цветом, которые до приложения 180° импульса формировали ведущую часть веера, теперь образуют отстающую его часть. Спины, помеченные синим, которые прежде образовывали отстающую часть веера, после приложения 180° импульса занимают его ведущую часть.

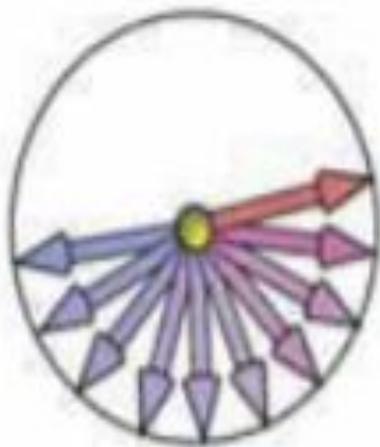
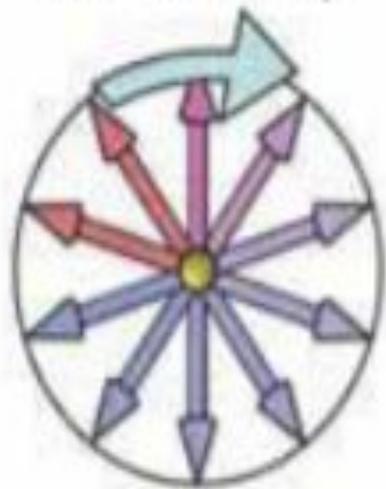
90° РЧ-импульс



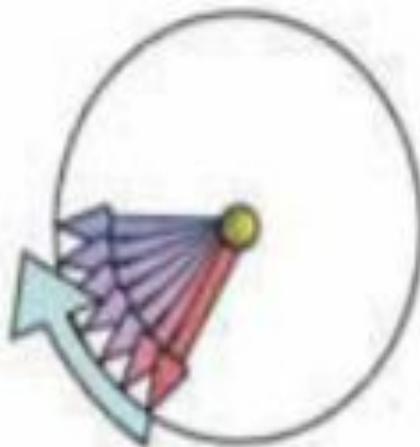
Расфазировка



180° РЧ-импульс



Синхронизация



Спиновое эхо

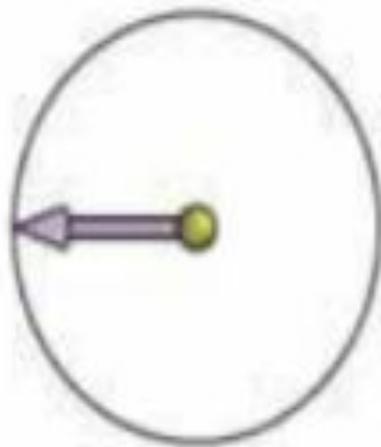


Рис. 2.17. 180° рефазировка

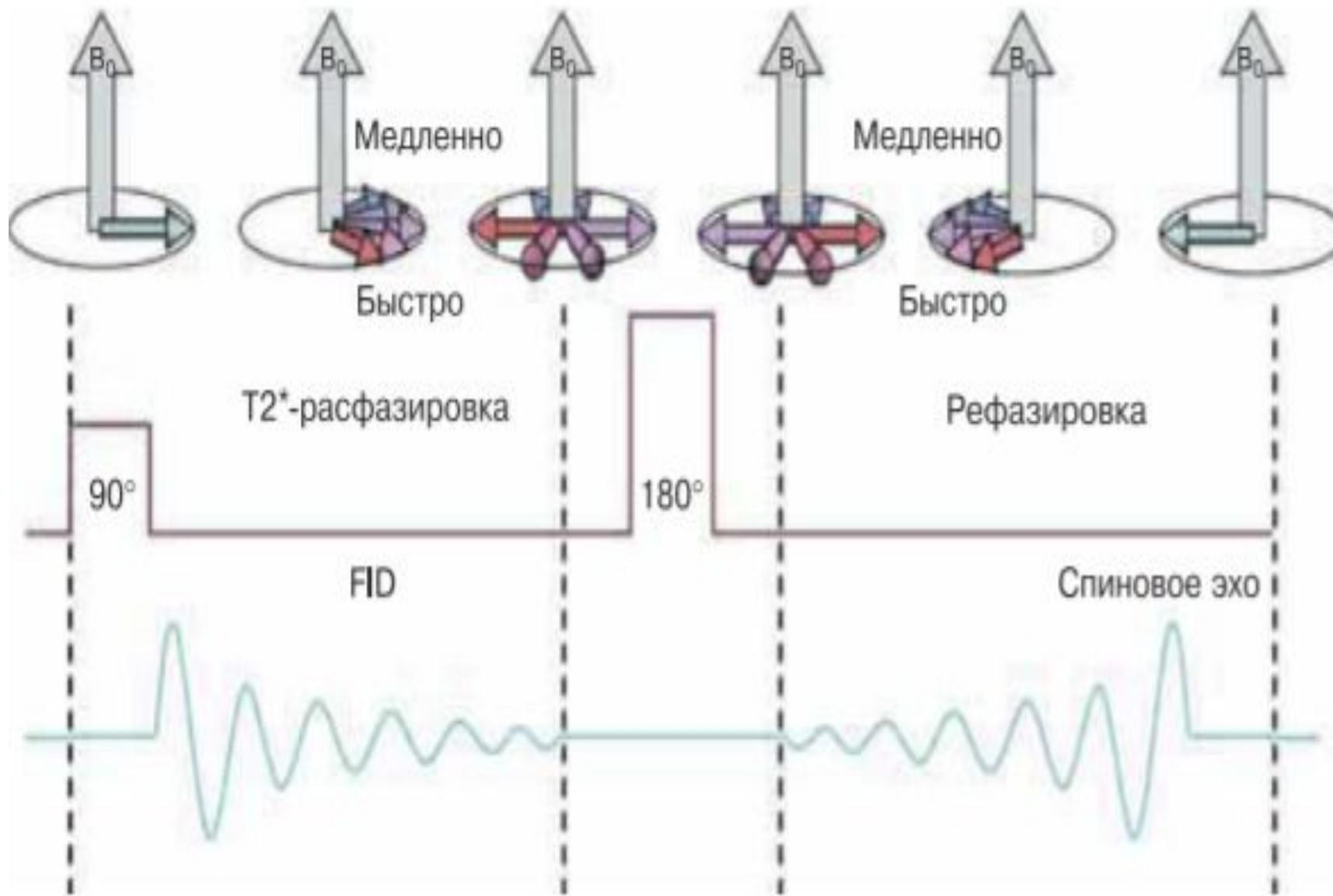


Рис. 2.18. Основная рефразирующая последовательность

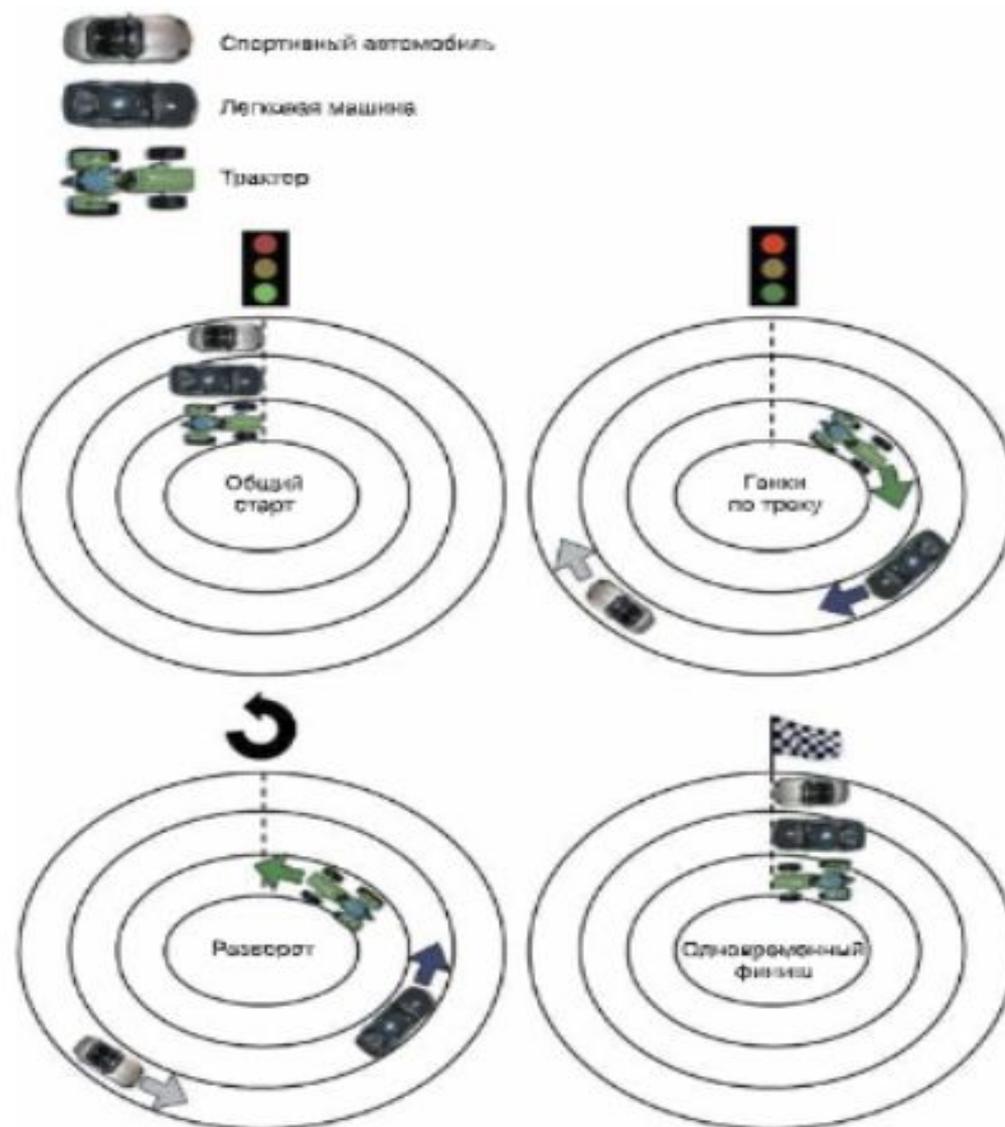


Рис. 2.19. Автогонки на приз Лармора

Важное положение: что такое взвешенность изображения

Понятие взвешенности изображения играет фундаментальную роль в МРТ. Одно из основных правил заключается в том, что, исследуя изображение анатомической структуры, следует оценить содержание в ней воды, и при наличии соответствующего интенсивного сигнала необходимо провести взвешивание изображения по T2 и получить его при продолжительном TE. Вообще говоря, если вода обладает невысоким сигналом, то, вероятно, мы имеем дело с уже взвешенным по T1 изображением, полученном при коротком TR, однако в зависимости от исследуемой области тела для некоторых изображений, взвешенных по протонной плотности, характерен темный сигнал воды. Жировая ткань не может служить надежным маркером, поскольку на многих типах взвешенных изображений она обладает ярким сигналом, который зависит от используемой импульсной последовательности. Чтобы разобраться с переменными, определяющими контраст изображения, рассмотрим рис. 2.26. Это изображение получено с использованием стандартной техники спинового эха и взвешено по T1. Таким образом, степень его контраста зависит от различий во временах T1-восстановления тканей. Контраст совпадает с ожидаемым для изображения, полученного при коротких TR и TE, т. е. с ярким сигналом от жировой ткани вокруг черепа и от костного мозга внутри ската черепа, и темным от воды в составе CSF. Однако при более тщательном рассмотрении становится ясно, что не все области с ярким сигналом принадлежат жировой ткани, и не все с темным — воде. Например, яркая область А не является жировой тканью, а представляет собой зону медленного кровотока, расположенную в верхнем сагиттальном синусе. Область В, дающая слабый сигнал, содержит не воду, а воздух, заполняющий пространство клиновидной пазухи. Хотя изображение в основном взвешено по T1,



Рис. 2.26. T1-взвешенное изображение головного мозга в средней сагиттальной проекции, полученное с использованием последовательности СПИНОВОГО ЭХА

Магнитно-резонансные томографы

- **Низкопольные (напряженность магнитного поля 0,02-0,35 Т)**
- **Среднепольные (напряженность магнитного поля 0,35- 1,0 Т)**
- **Высокопольные (напряженность магнитного поля 1,0 Т и выше – как правило, более 1,5 Т)**

Преимущества магнитно-резонансной томографии

- Самая высокая разрешающая способность среди всех методов медицинской визуализации
- Отсутствие лучевой нагрузки
- Возможность получения первичных диагностических изображений в разных плоскостях (аксиальной, фронтальной, сагиттальной и др.)
- Дополнительные возможности (МР-ангиография, трехмерная реконструкция, МРТ с контрастированием и др.)

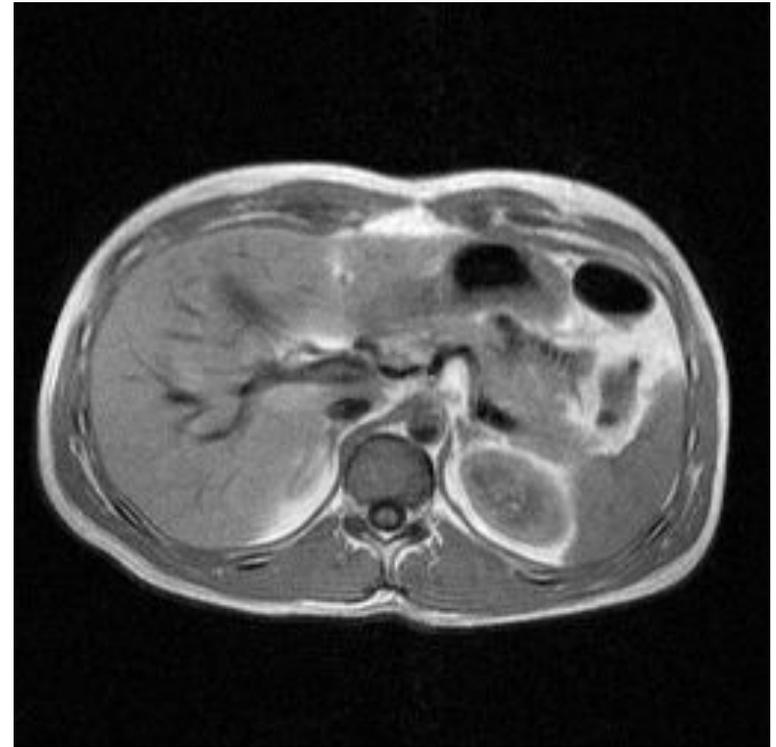
Недостатки магнитно-резонансной томографии

- Низкая доступность, высокая стоимость
- Длительное время МР-сканирования (сложность исследования подвижных структур)
- Невозможность исследования пациентов с некоторыми металлоконструкциями (ферро- и парамагнитными)
- Сложность оценки большого объема визуальной информации (граница нормы и патологии)

Основная терминология

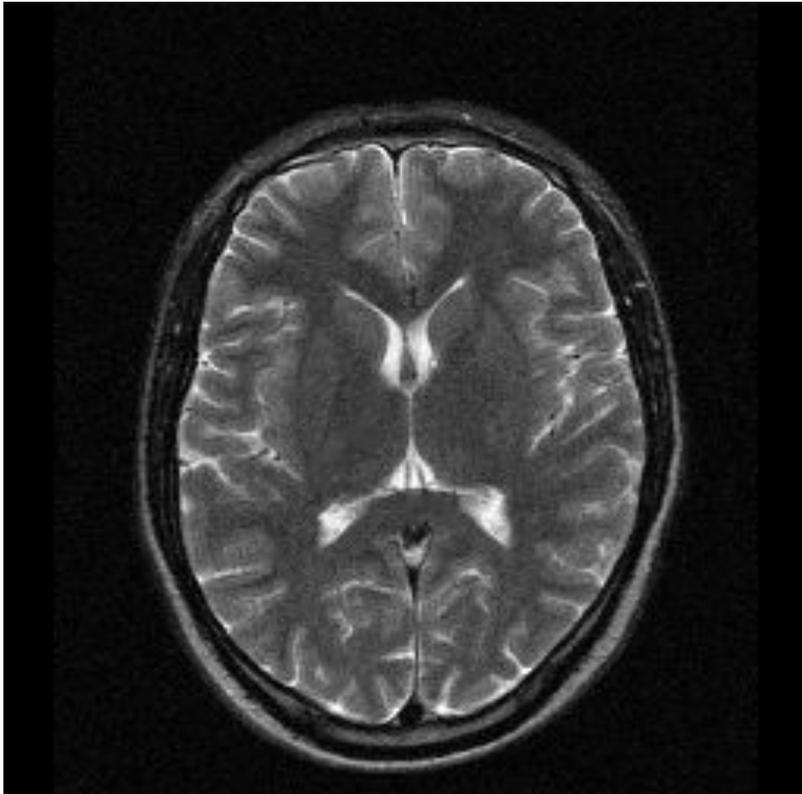
- **Гиперинтенсивный** сигнал соответствует белым оттенкам черно-белой гаммы (*Примеры гиперинтенсивных объектов на T_2 -взвешенных изображениях – жир, метгемоглобин, жидкость*)
- **Гипоинтенсивный** сигнал соответствует черным оттенкам черно-белой гаммы (*Примеры гипоинтенсивных объектов на T_1 -взвешенных томограммах – воздух, компактная кость, жидкость*)

T_1 -взвешенные изображения



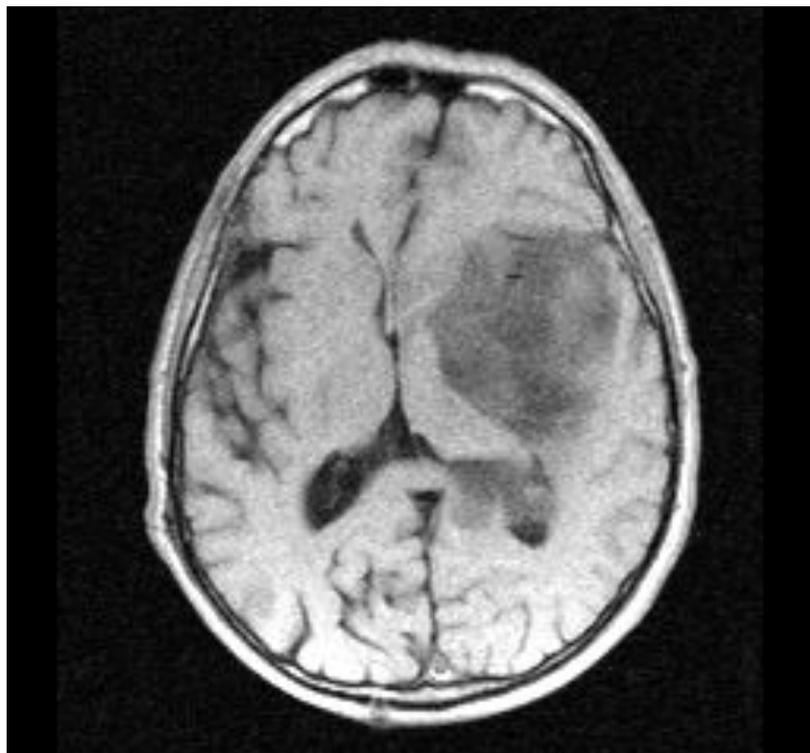
- Соответствуют распределению анатомической массы тканей по ходу выбранного среза

T_2 -взвешенные изображения

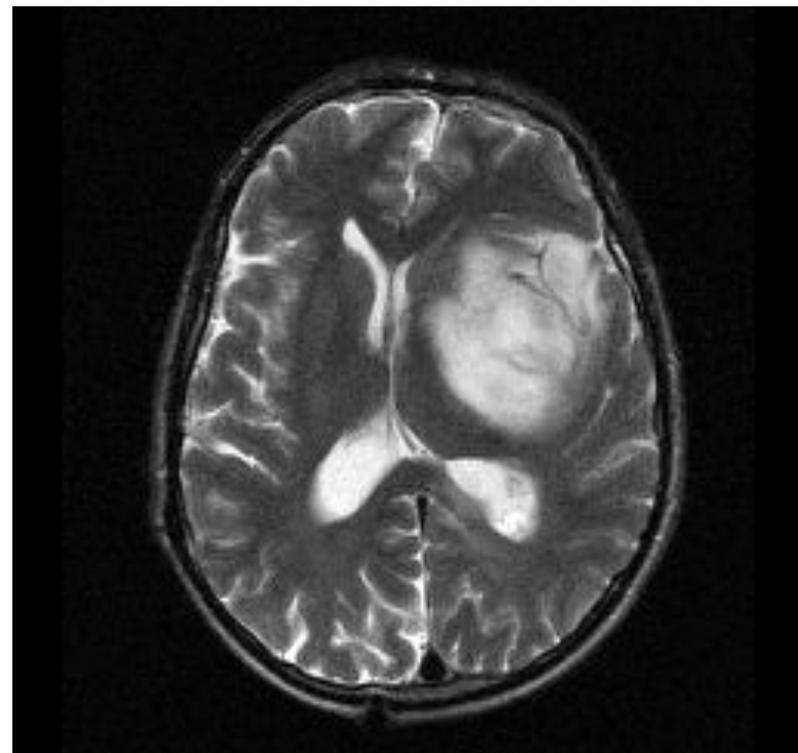


- Определяется преимущественно гидратацией тканей (свободной и связанной H_2O)

T_1 и T_2 -взвешенные изображения

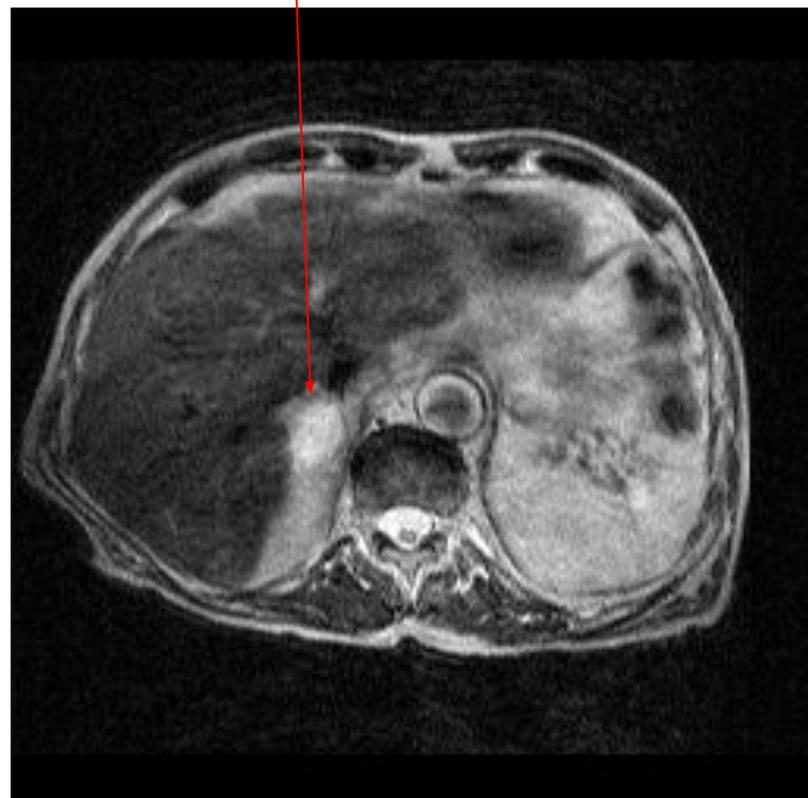


T_1 -взвешенное
изображение: ликвор
гипоинтенсивный



T_2 -взвешенное
изображение: ликвор
гиперинтенсивный

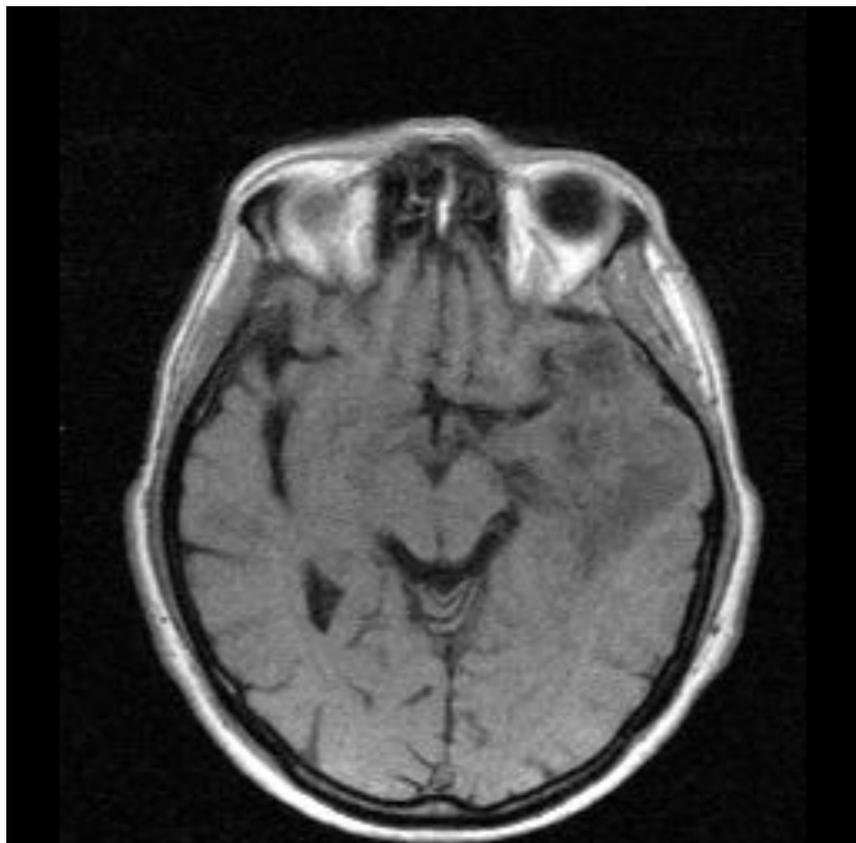
Феохромоцитома правого надпочечника



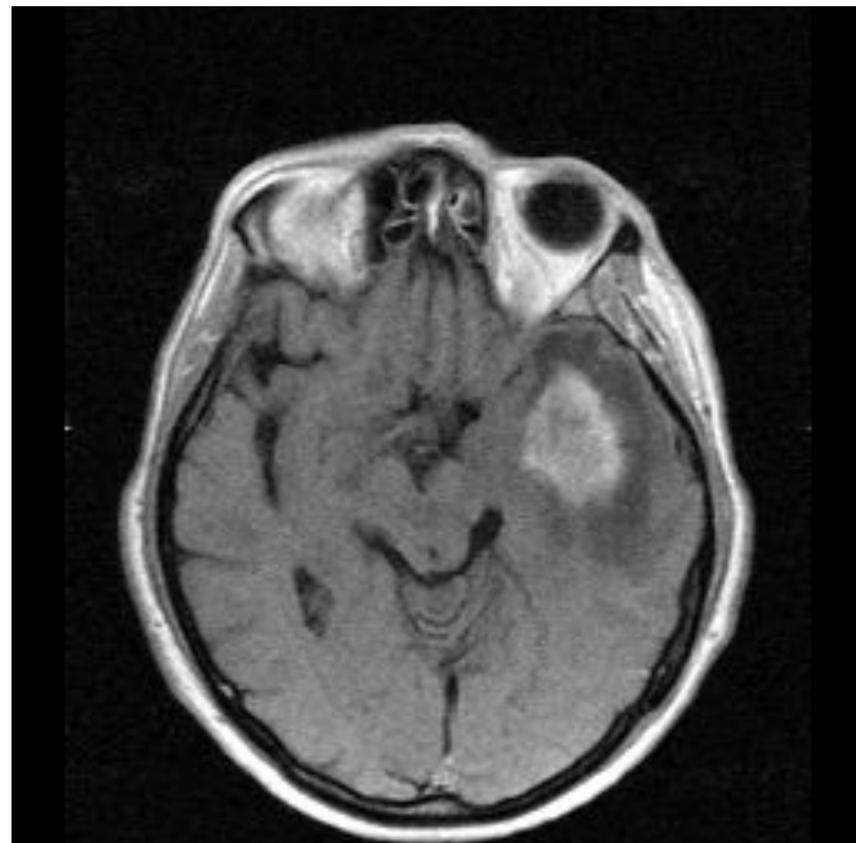
Контрастные вещества для МРТ

- **Парамагнетики** – повышают интенсивность МР-сигнала за счет укорочения времени T_1 -релаксации и являются «*позитивными*» агентами для контрастирования
 - *внеклеточные (соединения ДТПА, ЭДТА и их производных – с Mn и Gd)*
 - *внутриклеточные (Mn-ДПДФ, $MnCl_2$)*
 - *рецепторные*
- **Суперпарамагнетики** – снижают интенсивность МР-сигнала за счет удлинения времени T_2 -релаксации и являются «*негативными*» агентами для контрастирования
 - *комплексы и взвеси Fe_2O_3*

Контрастирование парамагнетиками на T_1 -взвешенных изображениях



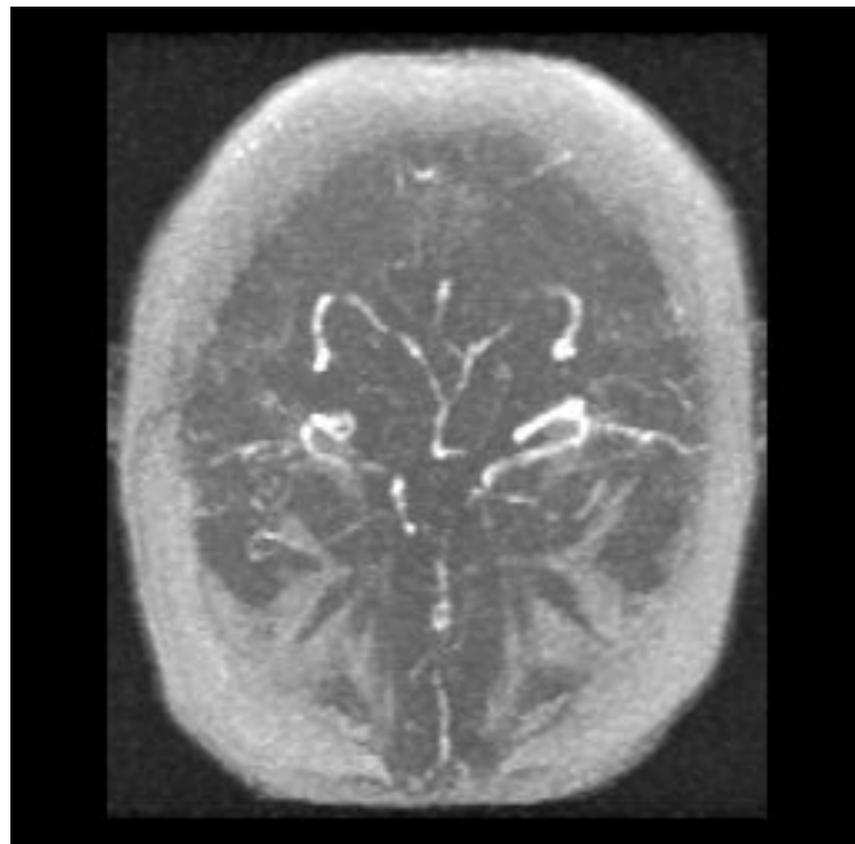
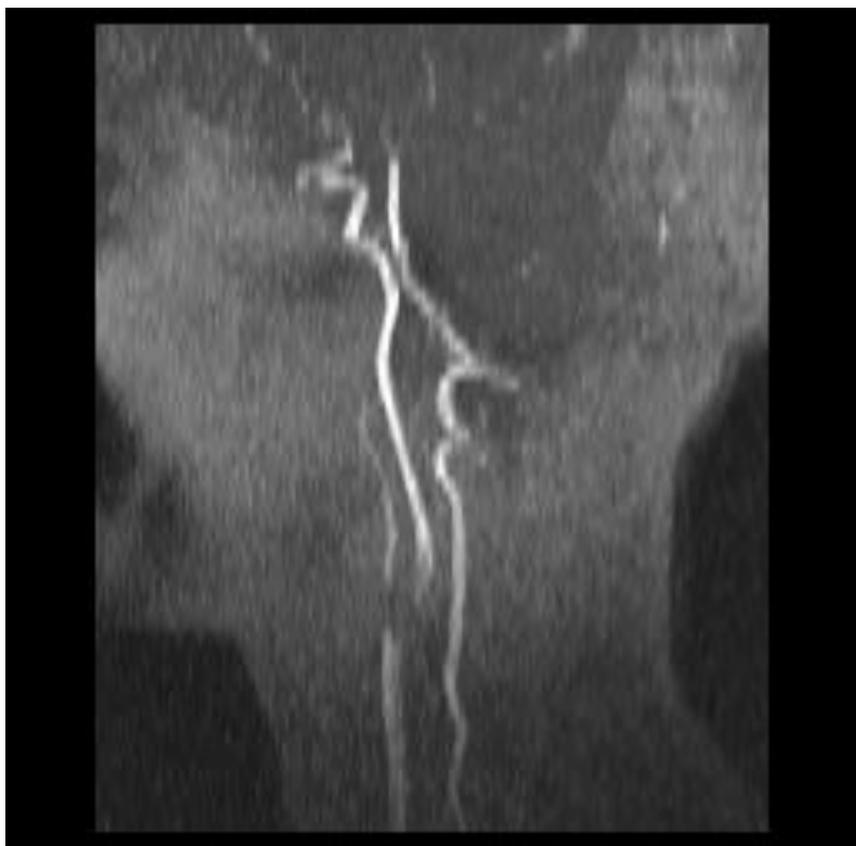
До контрастирования



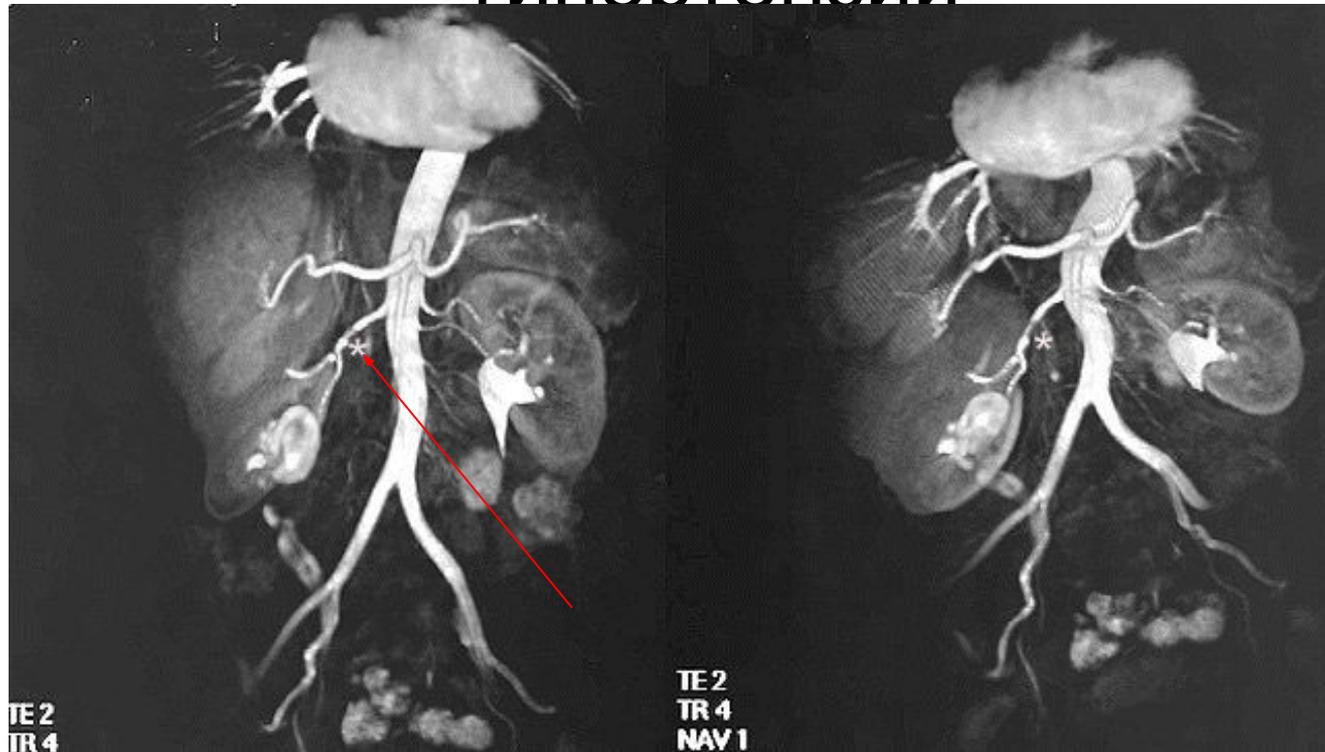
После контрастирования

Gd-ДТПА

MR-ангиография – реконструированные ангиограммы



MR-ангиография при реноваскулярной гипертензии



- Область фибромускулярной дисплазии правой почечной артерии отмечена звездочкой *