

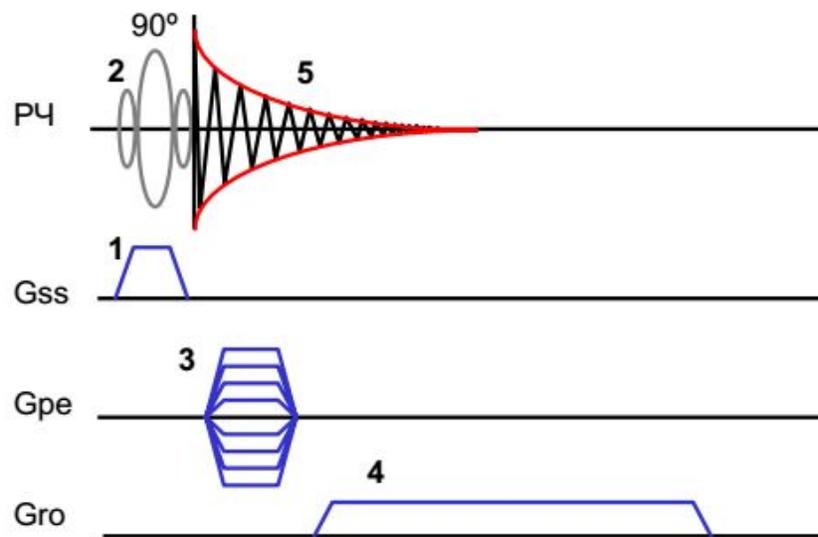
Последовательности и их параметры

Как это работает

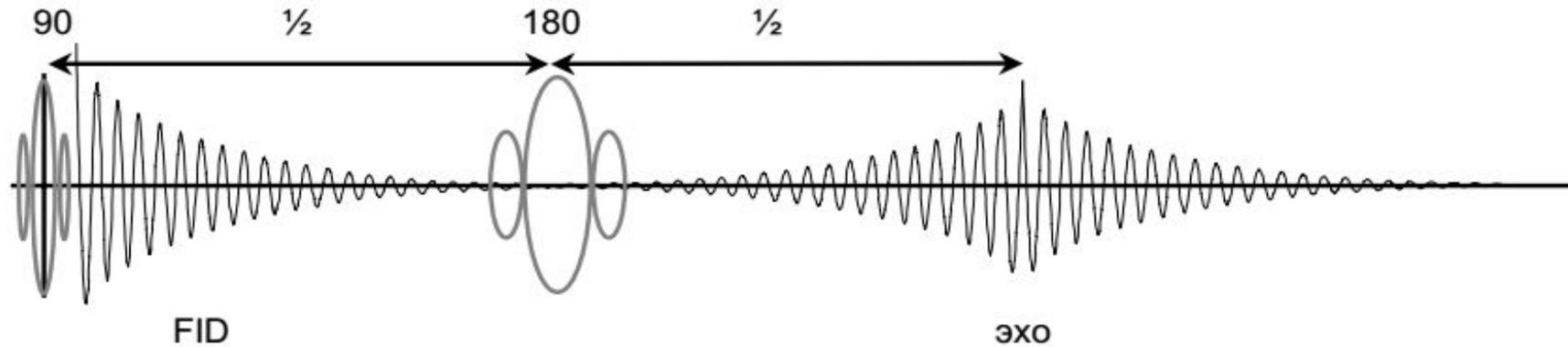
- ▶ Импульсные последовательности
- ▶ Параметры последовательностей

Импульсные последовательности

- ▶ Импульсная последовательность (ИП) - последовательность действий МР-сканера, необходимых для получения МРТ изображения.
- ▶ Эти действия:
 - ▶ РЧ импульсы
 - ▶ переключение градиента
 - ▶ прием сигнала
- ▶ Рисунок изображает диаграмму последовательности, в которой порядок действий показан схематично.
- ▶ Проблема: Быстрое затухание сигнала



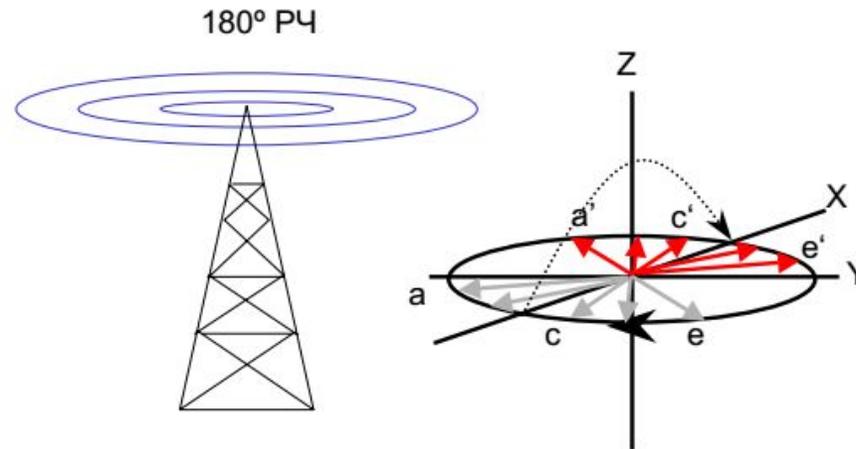
Spin Echo



- ▶ После применения 90° импульса возбуждения суммарная намагниченность находится в плоскости X-Y. Сразу же начинается смещение фаз вследствие T2 релаксации (спин-спиновое взаимодействие). Именно из-за этого дефазирования сигнал резко снижается. В идеале, необходимо сохранить фазовую когерентность, обеспечивающую лучший сигнал.
- ▶ Для этого через короткое время после 90° РЧ импульса применяется 180° импульс, который вызывает перефазирование спинов. Когда все спины восстановлены по фазе, сигнал снова становится высоким, и при обеспечении его приема в этот момент, качество изображения значительно выше.
- ▶ Полученный сигнал называется эхо, потому что он "восстановлен" из сигнала FID. Заметьте, что 180° перефазирующий импульс следует точно в середине между 90° импульсом и эхо.

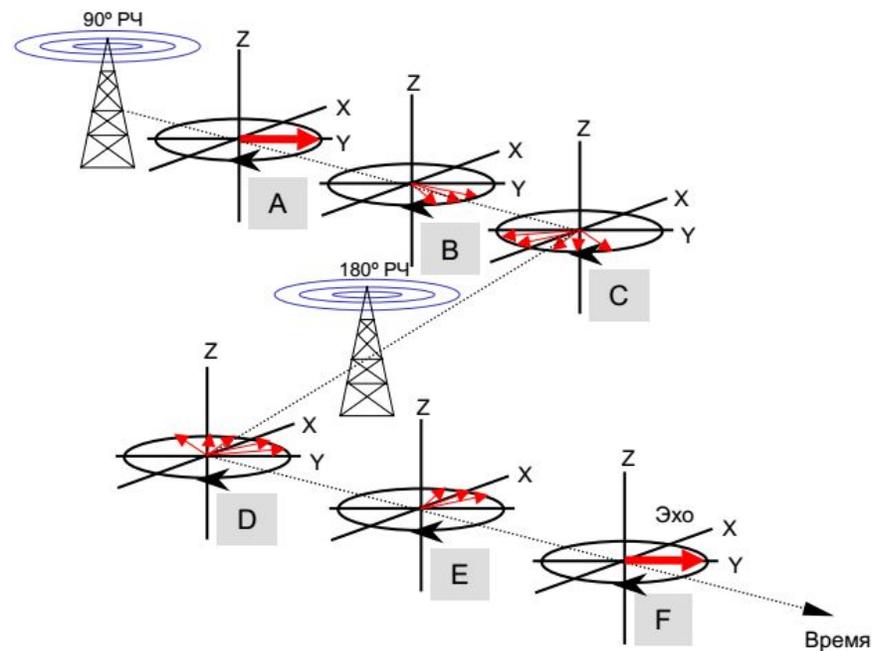
Перефазирование

- ▶ Эффект, вызванный 180° РЧ импульсом, называется перефазированием
- ▶ Система спинов отображается относительно Y -оси. Обратите внимание, что направление вращения в плоскости X - Y не меняется



Перефазирование. В деталях

- ▶ А. Применяется 90° импульс возбуждения. Намагниченность переворачивается в плоскость X-Y.
- ▶ В. Спины смещаются по фазе.
- ▶ С. Когда спины дефазированы больше, применяется 180° перефазировующий импульс.
- ▶ D. Спины отображаются относительно Y оси.
- ▶ E. Спины восстанавливаются по фазе.
- ▶ F. Спины снова в фазе, порождая “ЭХО”



Spin Echo

Преимущества:

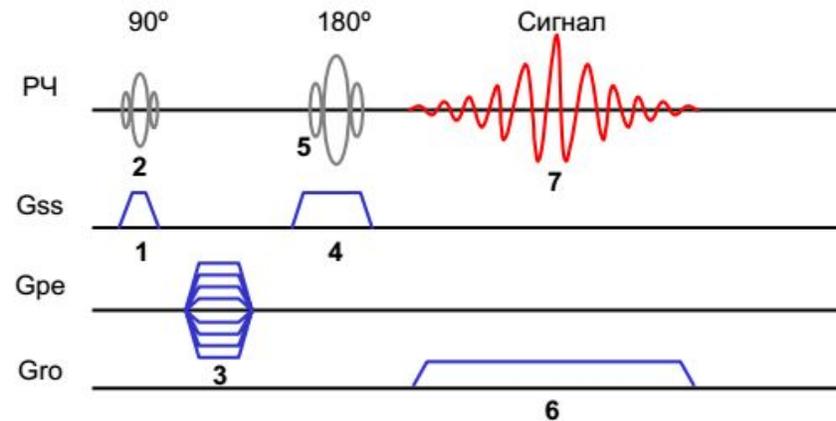
- ▶ Сильный сигнал
- ▶ Компенсация локальных неоднородностей поля: меньше артефактов.

Недостатки:

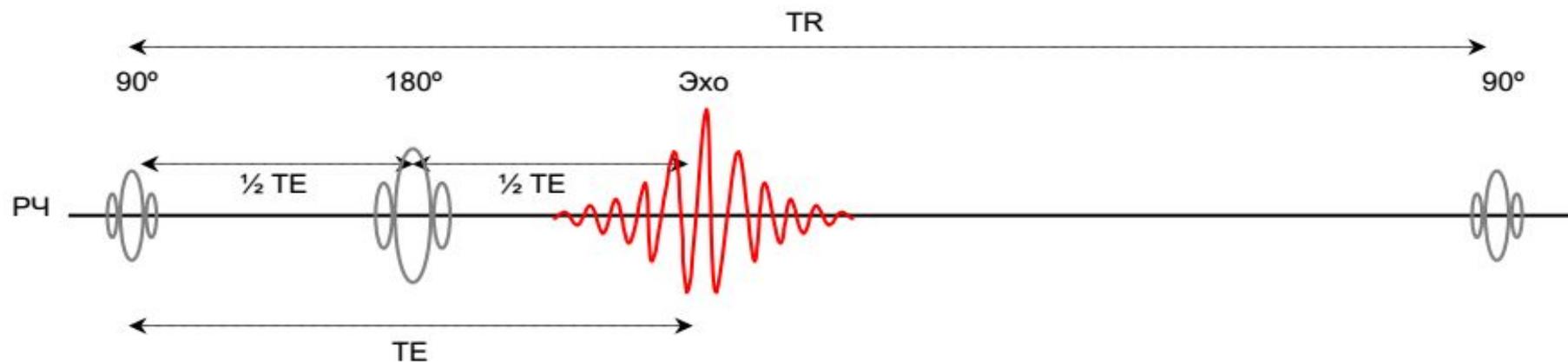
- ▶ Требуется время для выполнения перефазировющего шага, что увеличивает общее время сканирования
- ▶ Увеличивается количество РЧ, воздействующих на организм

Spin Echo

1. Сначала включается срезо-селективный градиент (G_{ss}).
2. Одновременно с ним применяется 90° РЧ импульс для 'переворачивания' суммарной намагниченности в плоскость X-Y.
3. Затем включается фазо-кодированный градиент (G_{pe}) для выполнения первого шага кодирования фазы.
4. G_{ss} снова включается во время
5. 180° перефазировочного импульса, таким образом, воздействие оказывается на те же протоны, которые были возбуждены 90° импульсом.
6. После этого подается частотно-кодированный или считывающий градиент (G_{ro})
7. в течение которого принимается сигнал.



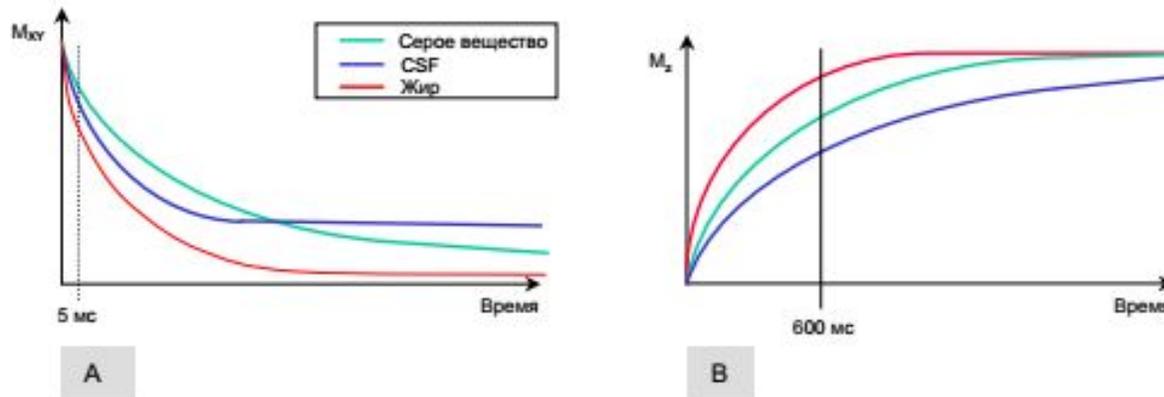
Некоторые параметры последовательности



- ▶ TR (Время повторения) - время между двумя 90° импульсами возбуждения. В обычных SE последовательностях TR может находиться примерно в диапазоне от 100 до 3000 миллисекунд.
- ▶ TE (Время эхо) - время между 90° импульсом возбуждения и эхо. TE может быть примерно в диапазоне от 5 до 250 миллисекунд.
- ▶ FA (Угол переворота) - угол, на который суммарная намагниченность была перевернута в направлении плоскости X-Y. FA в нормальной SE последовательности всегда равен 90°, однако, в современных SE последовательностях он также может изменяться в диапазоне между 1° и 180°. FA, составляющий 70° и 120°, весьма распространены.

Контраст изображения. T1

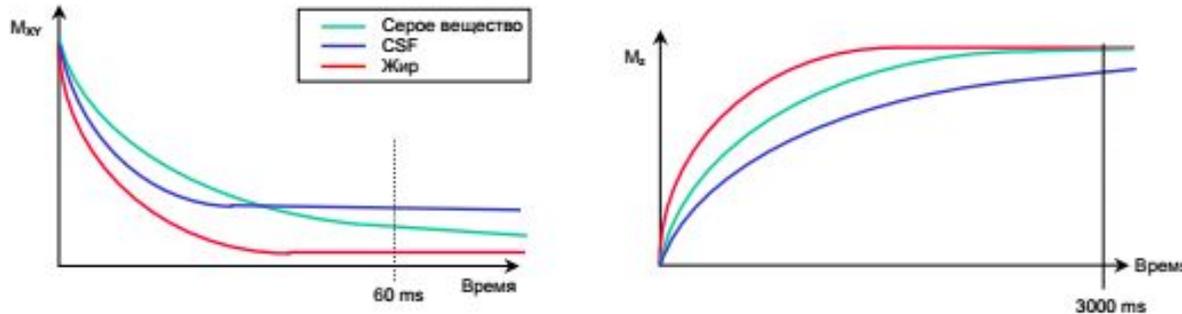
- ▶ Есть два происходящих одновременно процесса релаксации T1 и T2. Контраст изображения зависит от этих процессов релаксации и от того, сколько времени мы позволим протекать каждому процессу.
- ▶ Пусть TR 600 и TE 10, т.е. T1 релаксация протекает 600 миллисекунд, а T2 релаксация - только 5 миллисекунд ($10 \div 2$).



- ▶ В результирующем изображении CSF будет темной, жировая ткань будет яркой, а интенсивность серого вещества будет чем-то средним между ними
- ▶ В этом случае мы говорим, что изображение "взвешено по T1" потому, что контраст больше зависит от процесса релаксации T1

T2

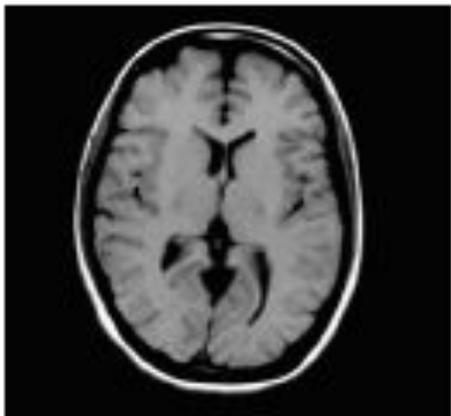
- ▶ TR 3000 и TE 120



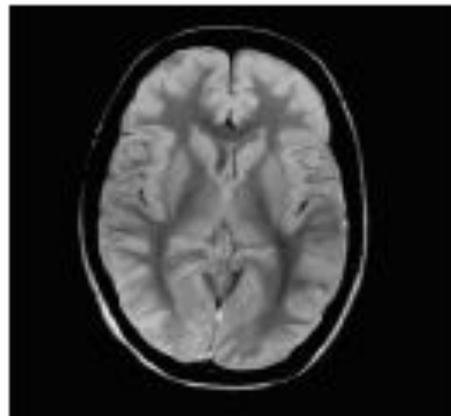
- ▶ Большинство тканей дефазированы и не будут производить сильный сигнал. Только у CSF (воды) осталась все еще некоторая фазовая когерентность. Здесь TE является доминирующим фактором для контраста изображения.
- ▶ фактически все ткани подверглись полной T1 релаксации. Длинное TR 3000 мс не вносит существенный вклад в контраст изображения. 3000 мс необходимы только для того, чтобы позволить CSF полностью релаксировать перед следующим возбуждением.
- ▶ В этом случае мы говорим, что изображение "взвешено по T2", потому что мы позволили T2 длиться "долгое" время

PD - протонная плотность

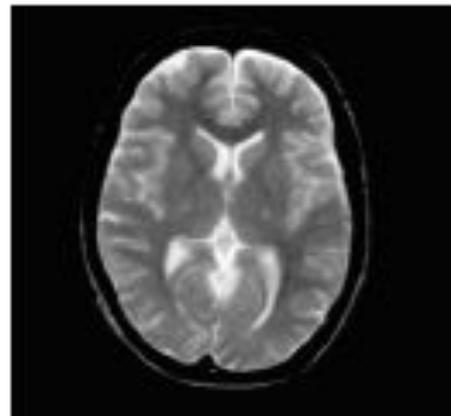
- ▶ TR 2000 и TE 10.
- ▶ Контраст изображения в PD изображениях не зависит ни от T2, ни от T1 релаксации. Полученный сигнал полностью зависит от количества протонов в ткани.
- ▶ В SE последовательностях наиболее важны для контраста изображения факторы TR и TE.



T1



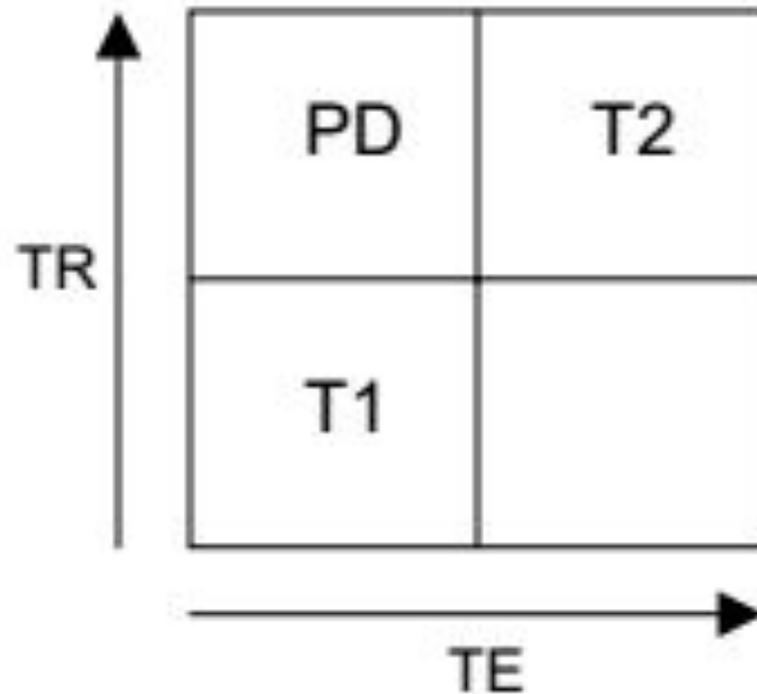
PD



T2

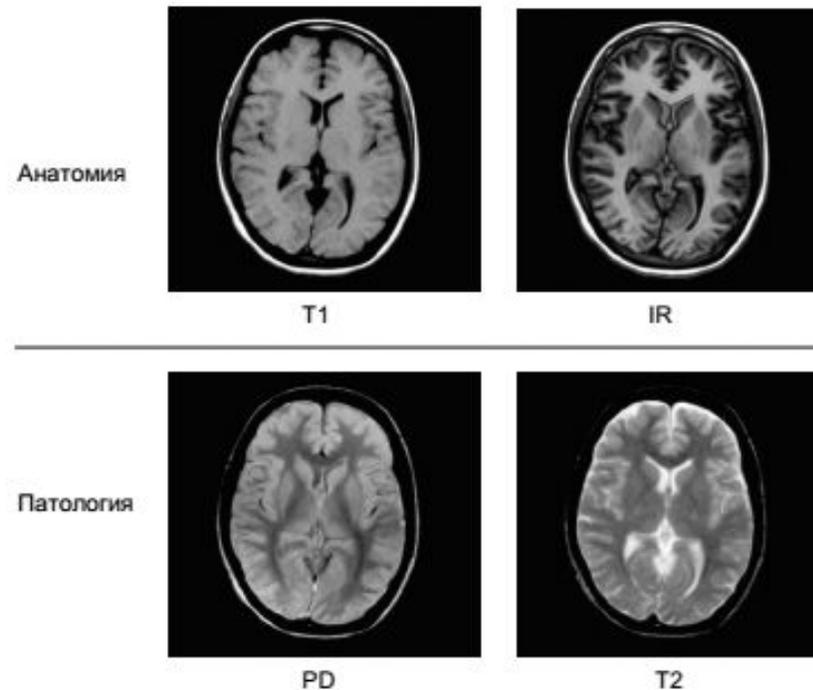
Как получить нужный контраст

- ▶ Короткое TR и короткое TE - T1.
- ▶ Длинное TR и короткое TE - PD.
- ▶ Длинное TR и длинное TE - T2.

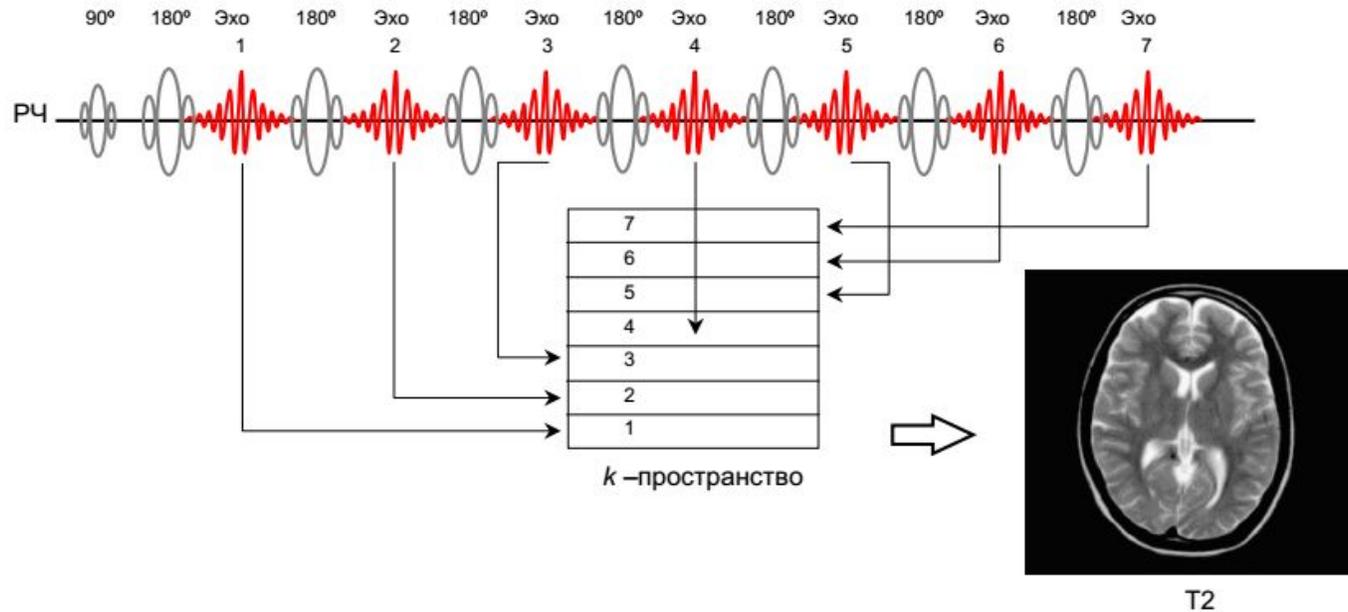


Когда какой контраст использовать

- ▶ Для ясного изображения анатомических структур лучшим выбором будет взвешенная по T1 или, лучше, IR последовательность
- ▶ Для выявления патологии используется PD или T2 (большинство патологических процессов сопровождаются выделением жидкости (отеком), которая на T2 визуализируется ярко).
- ▶ Другим вариантом может быть ввод МР чувствительного контрастного вещества, при котором следует сканировать, применяя взвешенную по T1 последовательность, потому что Gd-DTPA сокращает время релаксации T1.



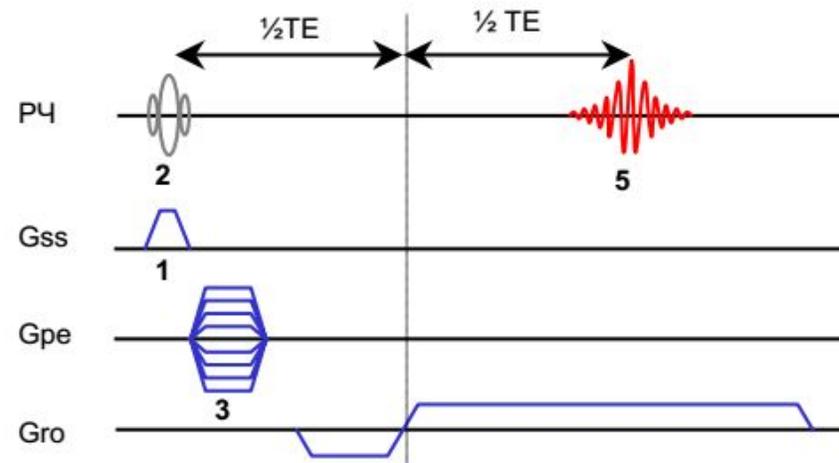
TSE



- ▶ Последовательность TSE использует принцип мульти-эхо. После 90° импульса подается серия 180° импульсов. Каждый 180° импульс вызывает эхо. К-пространство разделено на N сегментов, и каждое эхо заполняет одну строку каждого сегмента.
- ▶ Преимущество метода - уменьшение времени сканирования в N раз.
- ▶ Недостаток - смешение контрастов. Сигнал и информация о контрасте хранятся в центре k-пространства. В примере видно, что в центре k-пространства находятся 4-ое эхо, также как часть 3-его и 5-ого эхо. Поскольку время каждого эхо различно, они будут содержать разную контрастную информацию.
- ▶ Имеются специфичные артефакты.
- ▶ Число N называется TSE factor или Echo Train Length (ETL).

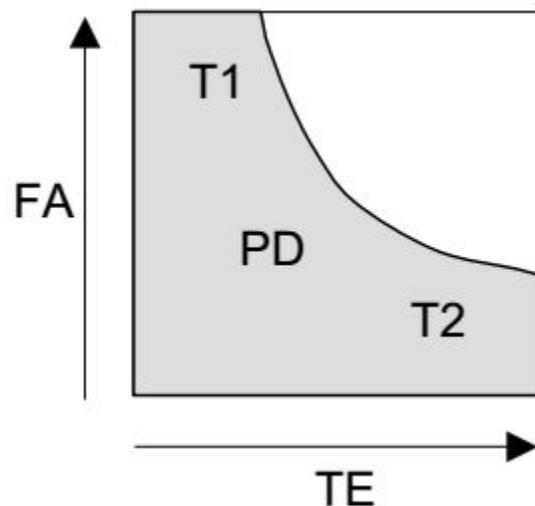
GRE

- ▶ Отличается от последовательности спин-эхо способом формирования эхо-сигнала
 1. Выбор среза G_{ss} .
 2. Импульс возбуждения.
 3. Кодирование фазы.
 4. Включение G_{ro} . Сначала отрицательная полярность, затем положительная.
 5. Прием сигнала во время G_{ro}
- ▶ Преимущество - это намного быстрее, чем 180° импульсом (полезно при быстром сканировании)
- ▶ Недостаток - не учитывает поправку локальных неоднородностей магнитного поля => артефакты.
- ▶ FA от 1° до 180° , сильно зависит от требуемого контраста. (Обычно от 1° до 90°)

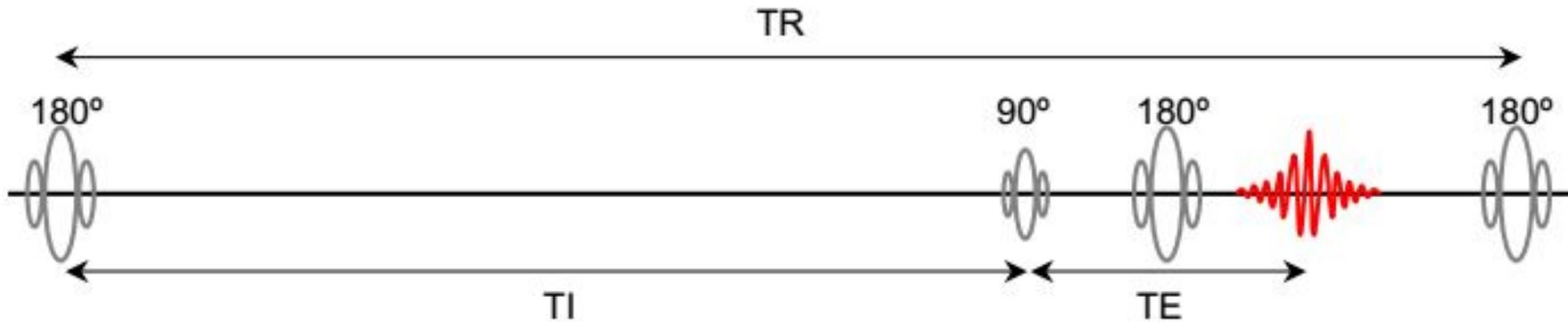


Контраст GRE

- ▶ Контраст изображения GRE определяется главным образом FA и TE, как показано на рисунке.
- ▶ Большой FA и короткое TE дают контраст, взвешенный по T1.
- ▶ Средний FA и короткое TE обеспечивают PD контраст.
- ▶ Маленький FA и долгое TE дают контраст, взвешенный по T2.

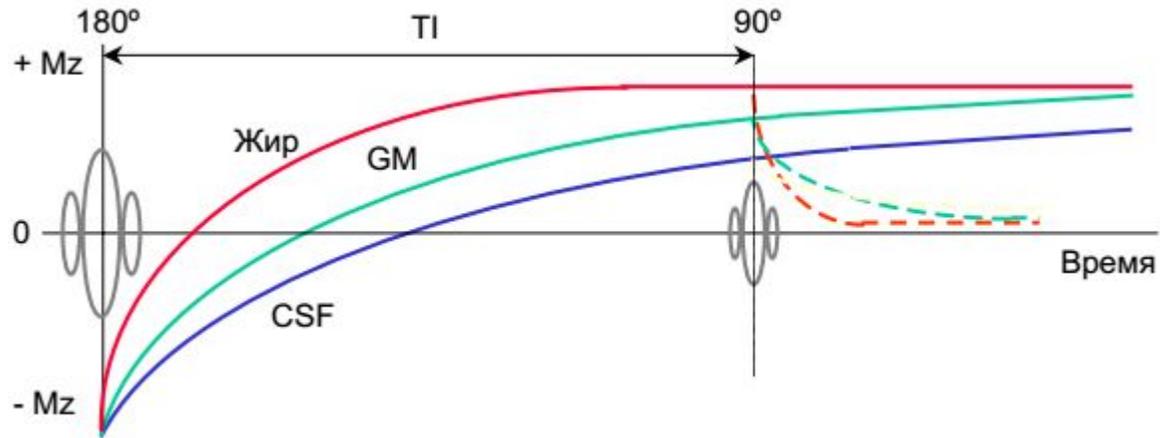


IR



- ▶ Фактически, IR - это SE, упрежденная 180° импульсом возбуждения.
- ▶ Первый 180° импульс переворачивает суммарную намагниченность к оси $-M_z$. В плоскости X-Y при этом нет намагниченности. Поэтому после 180° импульса происходит только T1 восстановление.
- ▶ T1 релаксация длится заданное нами время, известное как время инверсии (Inversion Time - TI). Затем применяется обычная последовательность SE.
- ▶ Последовательность восстановления с инверсией обычно имеет довольно длинное TR (1500 мс) и короткое TE (10-30 мс), контраст изображения почти полностью зависит от времени инверсии (TI).

IR



- ▶ Преимущество - кривые T_1 релаксации тканей, «разведены» друг от друга, что создает различия в контрасте. (IR последовательности, преимущественно, взвешены по T_1)
- ▶ Недостаток - время сканирования. Нормальное значение TR - 1500-2000 мс. При сканировании с TR 2000 и M_x_{PE} 256 потребуется 8.5 минут, что значительно превышает время любой T_1 SE последовательности

FLAIR и STIR

FLAIR

- ▶ FLAIR (FLuid Attenuated Inversion-Recovery) - восстановление с инверсией и ослаблением сигнала жидкости.
- ▶ TI 1900 мс и длинное TE
- ▶ Используется для изучения демиелинизирующих заболеваний, типа множественных склерозов (МС) - гиперинтенсивный сигнал.
- ▶ Существенно более чувствительна к демиелинизирующим заболеваниям по сравнению с T2.

STIR

- ▶ STIR (Short TI Inversion Recovery) - восстановление с инверсией с коротким TI
- ▶ TI 160 мс для 1,5T систем, 140 мс для 1,0T.
- ▶ Через 160 мс после импульса инверсии вектор намагниченности жировой ткани пересекает нулевую линию. Если начать SE часть IR последовательности в это время, вектор намагниченности, необходимый для переворачивания в плоскость X-Y, будет недоступным, следовательно, сигнал от жировой ткани получен не будет

Что выбрать

Последовательность	Преимущества	Недостатки
(Турбо) Спиновое эхо	<ul style="list-style-type: none">• Высокий сигнал• Компенсирует T2* эффекты• “Реальные” T1 и T2 изображения	<ul style="list-style-type: none">• Высокое РЧ воздействие• Долгое время сканирования• Артефакты движения
Градиентное эхо	<ul style="list-style-type: none">• Низкое РЧ воздействие• Короткое время сканирования• Возможность динамического сканирования	<ul style="list-style-type: none">• Низкий сигнал• Артефакты, связанные с T2*• Артефакты движения
Восстановление с инверсией	<ul style="list-style-type: none">• Высокий сигнал• “Реальные” T1 изображения• Высокий T1 контраст• Подавление сигнала жира	<ul style="list-style-type: none">• Высокое РЧ воздействие• Очень долгое время сканирования• Ограниченное количество срезов• Артефакты движения

Выбор параметров по взвешенности

Последовательность	TR	TE	TI	FA
Спиновое Эхо (SE)				
T1	600	10~30		90
Протонная плотность	1000	10~30		90
T2	2000	80~250		90
Градиентное Эхо (GE)				
T1		2~14		60~90
Протонная плотность		2~14		30~60
T2		20~34		5~30
Восстановление с инверсией (IR)				
T1	2000	10~30	400~700	90
STIR	2000	10~30	80~120	90
FastFLAIR	5000	10~30	1800~2200	90

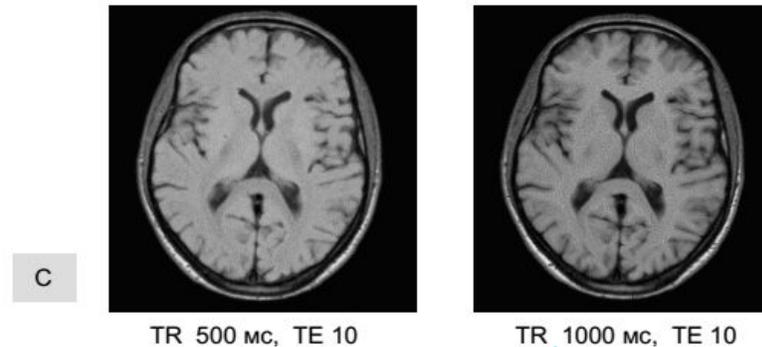
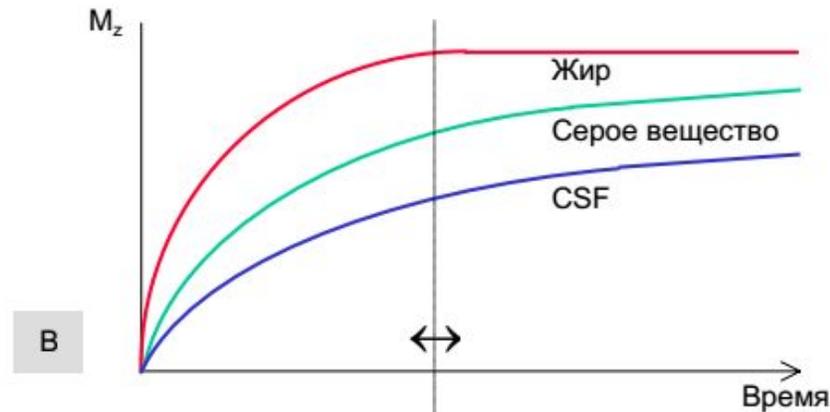
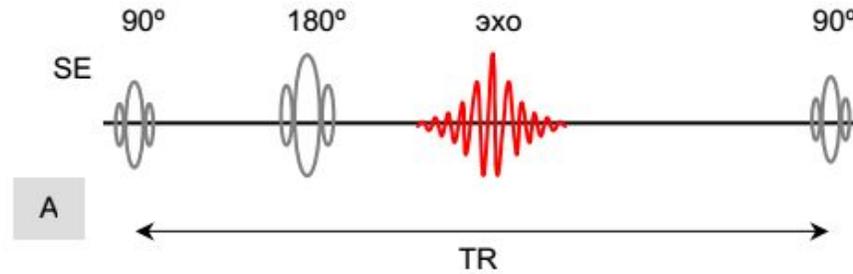
- Примечание:
1. TR в GE последовательности почти не влияет на контраст изображения.
 2. TI изменяется в зависимости от напряженности поля B_0 . (1800 для 0.35T; 2200 для 1.5T)

Параметры ИП

- ▶ TR (Repetition Time) - время повторения
- ▶ TE (Echo Time) - время эхо
- ▶ FA (Flip Angle) - угол переворота
- ▶ TI (Inversion Time) - время инверсии
- ▶ NSA (Number Of Acquisitions) - число сборов данных
- ▶ MX (Matrix) - матрица
- ▶ FOV (Field Of View) - поле наблюдения
- ▶ ST (Slice Thickness) - толщина среза
- ▶ SG (Slice Gap) - зазор между срезами
- ▶ PE (Phase Encoding) - кодирование фазы
- ▶ BW (Bandwidth) - полоса пропускания

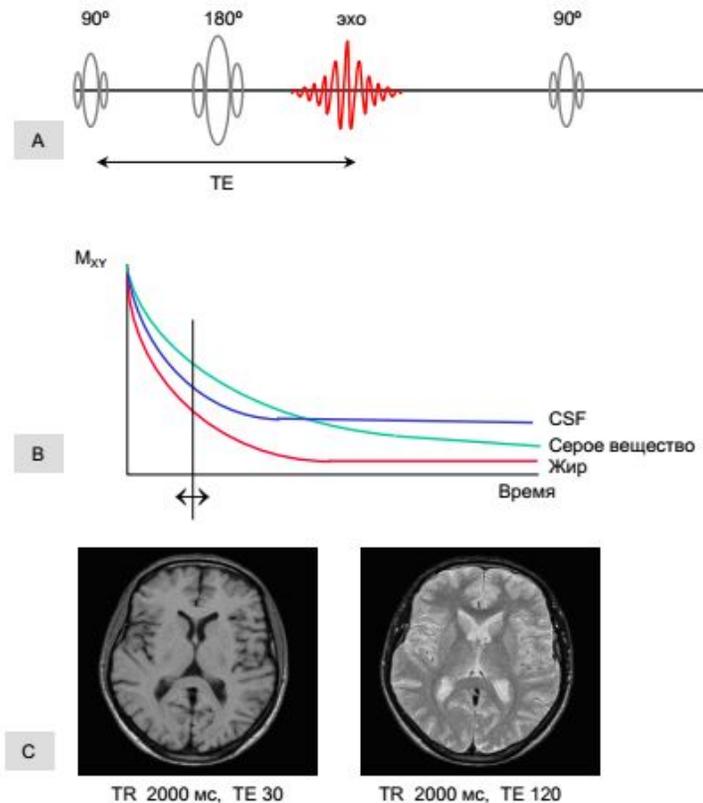
Время повторения (TR)

- ▶ TR - время между двумя импульсами возбуждения.
- ▶ Увеличение TR
 - ▶ Меньше контраст изображения (разница в амплитудах векторов намагниченности меньше)
 - ▶ Больше PD контраст.
 - ▶ Больше количество сигнала. (Для следующего возбуждения доступно больше намагниченности.)
 - ▶ Увеличение времени сканирования
- ▶ Справа представлены два изображения, полученные с помощью одинаковой TE, но с разными TR. Изображение справа имеет больший PD контраст.



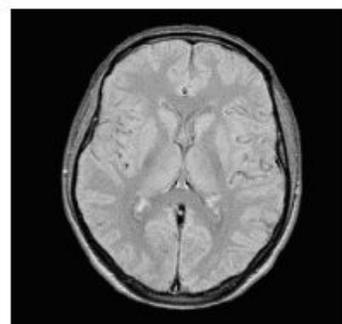
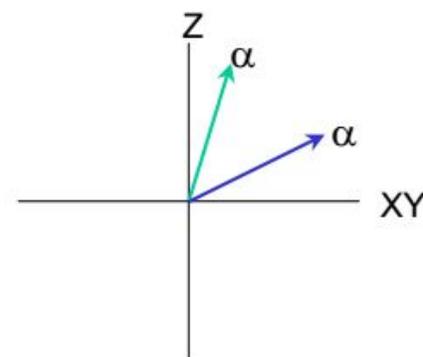
Время эхо (TE)

- ▶ TE - время между импульсом возбуждения и эхо. Влияет на контраст изображения во всех ИП.
- ▶ Увеличение TE
 - ▶ Больше T2 контраст (большее дефазирование)
 - ▶ Меньшее количество сигнала.
 - ▶ Возможна замена контраста (кривая релаксации CSF пересекает кривую серого вещества => при раннем эхо серое вещество ярче, чем CSF, при позднем - наоборот)
- ▶ Справа два изображения, где TR сохраняется, а TE разные. При 30 мс CSF темная (PD контраст), а при 120 мс CSF яркая (T2 контраст).

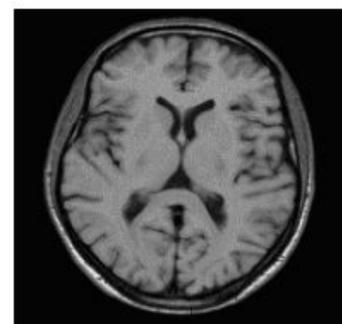


Угол переворота (FA)

- ▶ FA определяет, насколько повернут вектор суммарной намагниченности по направлению к плоскости X-Y. В SE и IR последовательностях FA чаще всего равен 90° , в GRE - может принимать значения в диапазоне $1^\circ \sim 90^\circ$. В GRE FA, так же как и TE, отвечает за контраст изображения.
- ▶ Увеличение FA в GRE
 - ▶ Больше T1 контраст
 - ▶ Больше количество сигнала
 - ▶ Возможна замена контраста
- ▶ Справа показаны два изображения с одинаковыми TR, TE, но разными FA. Низкий FA обладает большей T2 взвешенностью (CSF яркая), а высокий FA - большей T1.



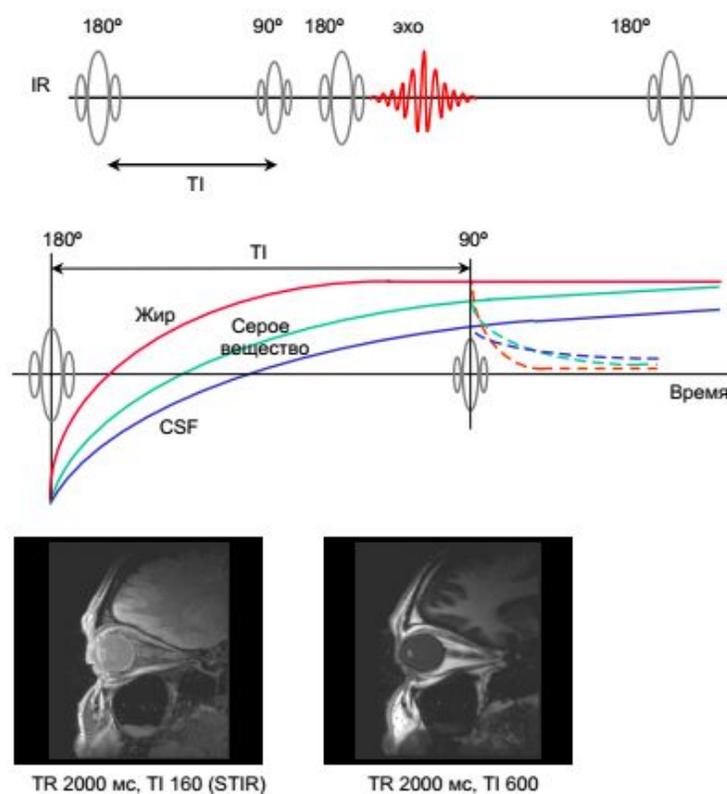
TR 150 мс, TE 10, FA 10



TR 150 мс, TE 10, FA 70

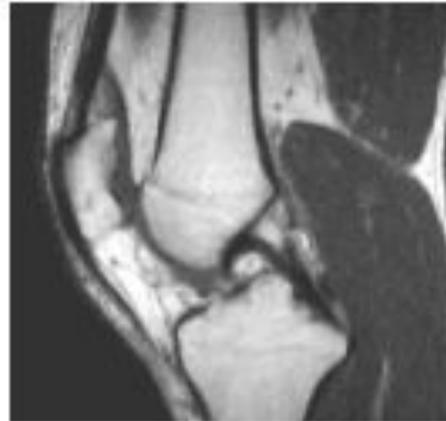
Время инверсии (TI)

- ▶ TI - время между 180° и 90° импульсами возбуждения. Используется только в IR и в специальных GRE ИП. TI оказывает сильное воздействие на контраст изображения в IR последовательностях
- ▶ Увеличение TI
 - ▶ Изменение T1 контраста.
 - ▶ Больше количество сигнала.
- ▶ Справа представлены два изображения с одинаковым TR, но с разными TI. Изображение слева обладает 'специальным' TI (STIR). Изображение справа - обычное IR изображение того же глаза.

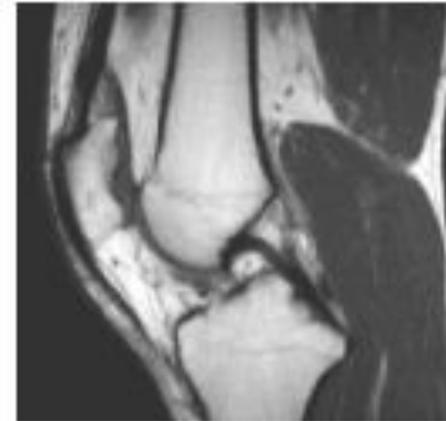


Количество сборов данных (NSA)

- ▶ NSA - количество повторений полного сканирования.
- ▶ SNR увеличивается только в \sqrt{NSA} раз.
- ▶ Увеличение NA
 - ▶ Больше количество сигнала
 - ▶ Меньше артефактов за счет усреднения сигнала
 - ▶ Увеличение времени сканирования
- ▶ Справа представлены два изображения с разными NA. Изображение справа имеет большее количество сигнала и меньше артефактов, но время сканирования в два раза дольше



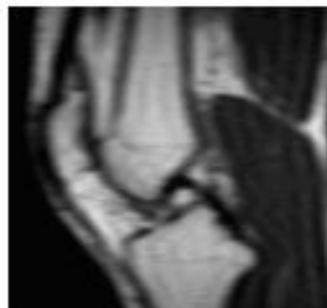
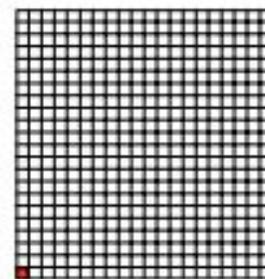
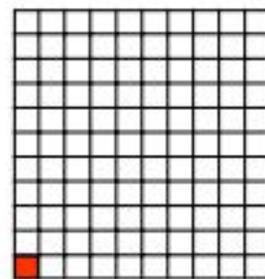
NA 1



NA 2

Матрица (МХ)

- ▶ МХ - пространственное разрешение изображения, имеет две стороны, МХ_{PE} и МХ_{RO}.
- ▶ Увеличение, при фиксированном FOV, матрицы сбора данных в любом направлении уменьшает размер воксела.
 - ▶ Более низкий сигнал.
 - ▶ Выше пространственное разрешение.
 - ▶ Увеличение времени сканирования (только при увеличении МХ_{PE} - почему?)
- ▶ Справа два изображения с разными размерами матрицы. (Первое число - МХ_{PE}).



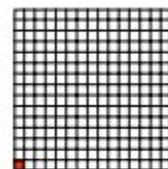
МХ 32 x 256



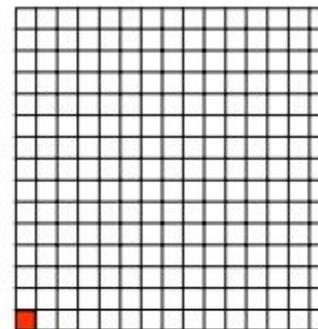
МХ 256 x 256

Поле наблюдения (FOV)

- ▶ FOV - размер исследуемой области пациента.
- ▶ Увеличение FOV увеличивает размер воксела
 - ▶ Увеличенный сигнал.
 - ▶ Более низкое пространственное разрешение.
 - ▶ Увеличенная область исследования.
- ▶ Справа представлены два изображения с разными FOV. Изображение слева с FOV 10 см более четкое, показывает меньшую часть тела и имеет ниже SNR, по сравнению с правым изображением.



FOV 10
MX 256 x 256



FOV 25
MX 256 x 256



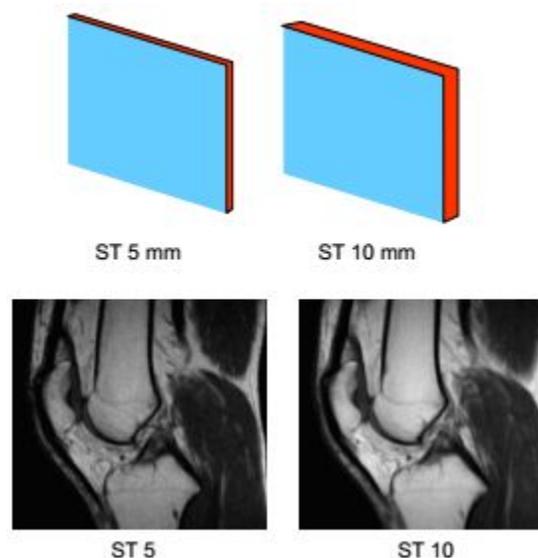
FOV 10 см



FOV 25 см

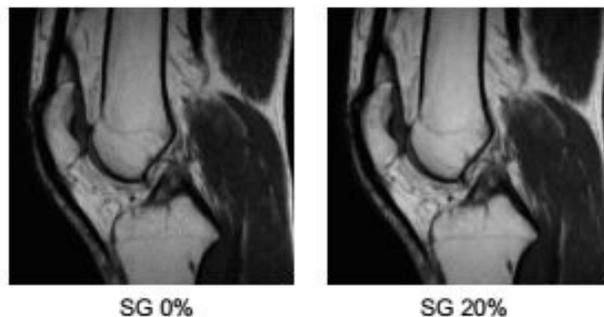
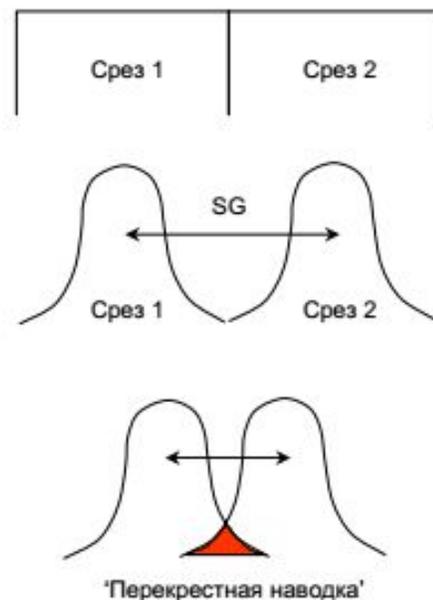
Толщина среза (ST)

- ▶ ST влияет на количество сигнала и на резкость изображения.
- ▶ Увеличение ST
 - ▶ Увеличенный сигнал.
 - ▶ Более низкое разрешение.
 - ▶ Возрастание эффекта “частичного объема”.
 - ▶ Большой охват объекта.
- ▶ Справа два изображения с разными ST. Изображение справа отличается увеличенным сигналом, но меньшей четкостью.



Зазор между срезами (SG)

- ▶ SG - пространство между срезами.
- ▶ В идеале профиль среза должен быть прямоугольным, что гарантирует прилегание срезов без пространства между ними (вверху). В реальности профили среза больше похожи на представленные в середине. Чтобы минимизировать зазор, профили срезов сдвигаются ближе друг к другу но при этом создаются накрадывающиеся области, как показано внизу. При наложении срезов появляется эффект, известный как «перекрестная наводка». Область наложения содержит сигнал от обоих срезов, который виден на результирующих реконструкциях.
- ▶ Обычно промежуток между срезами, составляющий 10 % - 20 % от толщины среза, является достаточным для минимизации этого эффекта.
- ▶ Увеличение SG
 - ▶ Уменьшение “перекрестной наводки”.
 - ▶ Увеличение области охвата.
- ▶ Справа два изображения с разными SG. Изображение слева содержит эффект перекрестной наводки, хотя это сложно увидеть.
- ▶ Существуют методы сканирования без зазора между срезами, например сканирование в “режиме чередования”, который сначала производит сбор данных, например, срезов 1,3,5,7, а после - срезов 2,4,6,8. В режиме чередования автоматически установлен 100 % зазор, который целиком устраняет перекрестную наводку. (Недостаток режима чередования - изображения могут показывать различия в интенсивности сигнала)

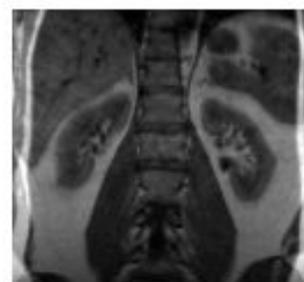
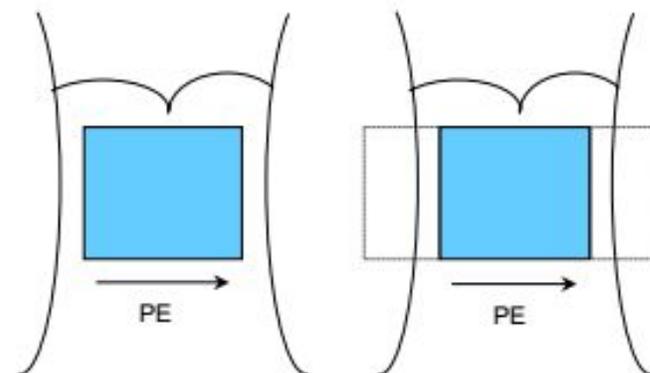


SG 0%

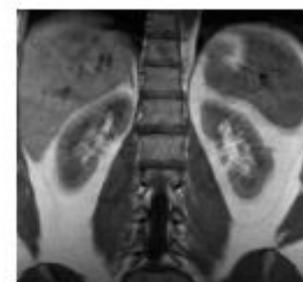
SG 20%

Направление кодирования фазы

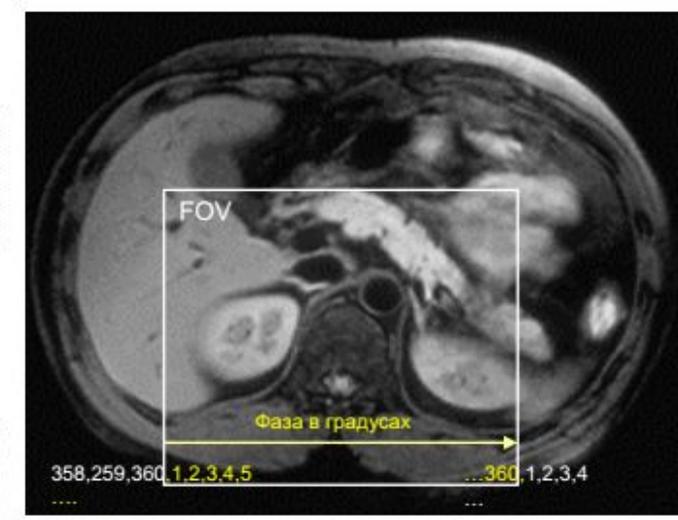
- ▶ Одна из проблем, связанных с направлением кодирования фазы - возникновение циклического возврата фазы. Это происходит, когда FOV меньше объекта исследования.
- ▶ Если выбрать FOV, как показано слева сверху, изображение будет содержать артефакт, представленный слева внизу.
- ▶ Причина этого артефакта показана справа:
 - ▶ Градиент кодирования фазы не останавливается на границах FOV, а продолжает кодирование за пределами FOV.
 - ▶ Система получает сигнал не только из внутренней части заданной FOV, а также из внешней части FOV.
 - ▶ Компьютер, однако, поместит этот сигнал *внутри* FOV с *левой стороны*, потому что “думает”, что именно там находится фаза 1.
 - ▶ То же явление происходит и с другой стороны FOV.
- ▶ Для устранения используется функция Foldover Supression, которая удваивает FOV в направлении PE, но восстанавливается ТОЛЬКО исходная FOV. Недостаток - при включении этой функции удваивается время сканирования.



Циклический возврат фазы



Отсутствие циклического возврата фазы



Направление кодирования фазы

- ▶ Направление кодирования фазы контролирует направление вывода на экран артефактов движения.
- ▶ Артефакт движения возникает при движении спина за время между возбуждением и приемом сигнала
- ▶ На рисунке вверху представлен аксиальный срез брюшной полости. Направление фазового кодирования может быть либо в anterior-posterior направлении, либо справа - налево. Полученные изображения на рисунке внизу показывают артефакты движения, вызванные дыханием.
- ▶ Следует представлять, какой вид движения: поток, дыхание или пульсацию вы ожидаете получить, и будет ли оно мешать визуализации области интереса. Вследствие неправильного выбора направления фазового кодирования приходится повторять многие исследования.
- ▶ Этот выбор усложнен необходимостью учитывать возможность циклического возврата частоты, рассмотренного выше.

