

Магнитно-резонансная томография с подавлением сигналов от нормальной ткани.

Бабич П. В.

Научные руководители:
профессор, д.ф.-м.н. Ю.А. Пирогов,
с.н.с., к.ф.-м.н. Н.В. Анисимов





MP-томограф Tomikon S50. (0.5 Тесла)



Максимальный ток в катушке электромагнита - 260.64 Ампер.

Охлаждение с использованием жидкого гелия ($T=37.3$ К).

Резонансная частота для протонов – 21 МГц.

Неоднородность поля < 5 м.д. в области до 40 см.

Напряженность РЧ поля достигает 1.6 мкТл.

Длительность 90° прямоугольного импульса – 325 мкс.

Максимальное значение градиентного поля – 16 мТ/м.

Время нарастания импульса – 0.5 мс.

Программное обеспечение - пакет ParaVision™ v.1.036 – надстройка к пакету XWINNMR 1.0.

Постановка задачи



**Задача
исследования**

Разработка и реализация методик подавления сигналов от нормальных тканей в МРТ

**Направление
исследования**

Задание режимов МРТ-сканирования и разработка методов преобразования данных от этих режимов для многокомпонентного подавления сигналов от нормальной ткани с целью лучшей визуализации патологически измененной ткани

Актуальность темы

Основная цель исследования - хорошая визуализация патологически изменённой ткани.

Основная стратегия оператора - подавление сигналов от нормальной ткани.

Постановка задачи



**Задача
исследования**

Разработка и реализация методик подавления сигналов от нормальных тканей в МРТ

**Направление
исследования**

Задание режимов МРТ-сканирования и разработка методов преобразования данных от этих режимов для многокомпонентного подавления сигналов от нормальной ткани с целью лучшей визуализации патологически измененной ткани

Актуальность темы

Стандартный набор средств включает :

- химсдвиговое подавление
- перенос намагниченности
- дифференциация по временам релаксации
- алгебраические преобразования
- комбинированные методы

Постановка задачи



**Задача
исследования**

Разработка и реализация методик подавления сигналов от нормальных тканей в МРТ

**Направление
исследования**

Задание режимов МРТ-сканирования и разработка методов преобразования данных от этих режимов для многокомпонентного подавления сигналов от нормальной ткани с целью лучшей визуализации патологически измененной ткани

Актуальность темы

Актуальность двух последних направлений следует из их основных преимуществ:

- Сокращение времени стандартного исследования.
- Разгрузка производительных мощностей томографа.

Постановка задачи



**Задача
исследования**

Разработка и реализация методик подавления сигналов от нормальных тканей в МРТ

**Направление
исследования**

Задание режимов МРТ-сканирования и разработка методов преобразования данных от этих режимов для многокомпонентного подавления сигналов от нормальной ткани с целью лучшей визуализации патологически измененной ткани

Цели и задачи

Произвести математический анализ

- А) МРТ-сигналов для стандартных режимов сканирования, включая режимы с подавлением одного или двух типов нормальных тканей.
Б) МРТ-изображений, получаемых в результате алгебраических преобразований данных, получаемых от стандартных режимов сканирования.

Постановка задачи



**Задача
исследования**

Разработка и реализация методик подавления сигналов от нормальных тканей в МРТ

**Направление
исследования**

Задание режимов МРТ-сканирования и разработка методов преобразования данных от этих режимов для многокомпонентного подавления сигналов от нормальной ткани с целью лучшей визуализации патологически измененной ткани

Цели и задачи

Произвести математический анализ методики

Провести экспериментальную проверку

- А) получить данные от сканирования с подавлением нормальных тканей.
- Б) разработать математический аппарат для алгебраических операций с данными от разных режимов МРТ-сканирования.
- В) провести сопоставление получаемых результатов для нескольких типов нормальной и патологически измененной тканей.

Постановка задачи



**Задача
исследования**

Разработка и реализация методик подавления сигналов от нормальных тканей в МРТ

**Направление
исследования**

Задание режимов МРТ-сканирования и разработка методов преобразования данных от этих режимов для многокомпонентного подавления сигналов от нормальной ткани с целью лучшей визуализации патологически измененной ткани

Цели и задачи

Произвести математический анализ методики

Провести экспериментальную проверку

Провести обработку данных МРТ-исследований

А) разработать и реализовать алгоритм сегментации зоны повышенного МР-сигнала (зоны поражения) и методику оценки площади сегментируемой зоны.

Б) произвести оценку изменения объёма злокачественного образования за продолжительный промежуток времени.

Постановка задачи



**Задача
исследования**

Разработка и реализация методик подавления сигналов от нормальных тканей в МРТ

**Направление
исследования**

Задание режимов МРТ-сканирования и разработка методов преобразования данных от этих режимов для многокомпонентного подавления сигналов от нормальной ткани с целью лучшей визуализации патологически измененной ткани

Цели и задачи

Произвести математический анализ методики

Провести экспериментальную проверку

Провести обработку данных МРТ-исследований

Дополнительно

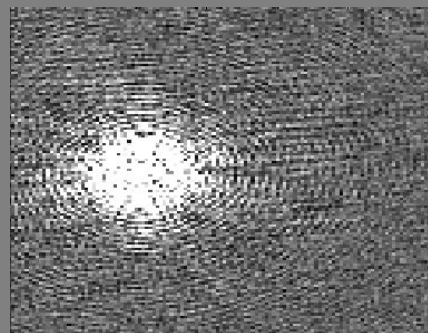
Цели и задачи
предэкспериментального этапа

ительно

Цели и задачи предэкспериментального этапа

Разработать пакет программ прикладного характера с открытым кодом и возможностью модификации и модернизации, для выполнения следующих функции

Конвертация



К-пространство

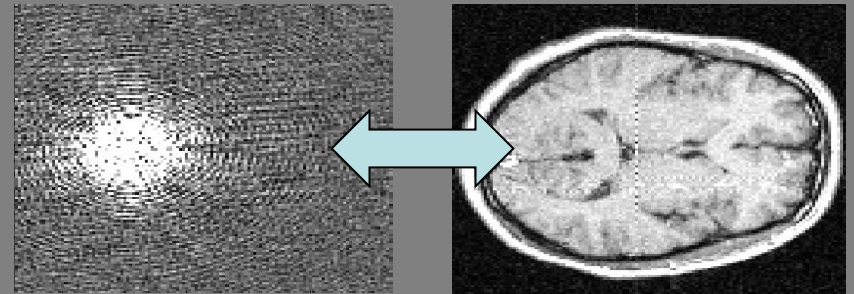
Конвертация данные исходных сигналов (К-пространство), матриц 3D изображений в матрицы для работы в среде Matlab, для визуализации и в пользовательские форматы изображений (JPEG, TIFF, PNG) как в прямом направлении так и в обратном, по необходимости вышепоставленных задач.

Цели и задачи предэкспериментального этапа

Разработать пакет программ прикладного характера с открытым кодом и возможностью модификации и модернизации выполняющего следующие функции

Конвертация

Математический редактор



Математический редактор и просмотрщик К-пространства (эксперименты по определению информативности К-пространства и математической корректировке К-пространства для создания алгоритмов устранения искажений изображений).

Цели и задачи предэкспериментального этапа

Разработать пакет программ прикладного характера с открытым кодом и возможностью модификации и модернизации выполняющего следующие функции

Конвертация

Математический редактор

Модуль графического редактора

Модуль для использования графического редактора Microsoft Paint в качестве редактора слоёв трёхмерного МРТ-изображения (для устранения искажений из изображения, связанных с аппаратурными несовершенствами).

Цели и задачи предэкспериментального этапа

Разработать пакет программ прикладного характера с открытым кодом и возможностью модификации и модернизации выполняющего следующие функции

Конвертация

Математический редактор

Модуль графического редактора

Сегментация

Сегментация трёхмерных областей и определения их объёма.

Цели и задачи предэкспериментального этапа

Разработать пакет программ
прикладного характера с
открытым кодом и возможностью
модификации и модернизации
выполняющего следующие
функции

Конвертация

Математический редактор

Модуль графического редактора

Сегментация

Математические операции

Математические операции над матрицами МРТ-изображений.

Цели и задачи предэкспериментального этапа

**Разработать пакет программ
прикладного характера с
открытым кодом и возможностью
модификации и модернизации
выполняющего следующие
функции**

Конвертация
Математический редактор
Модуль графического редактора
Сегментация
Математические операции
Другие приложения

Для достижения некоторых целей дипломной работы дополнительно разрабатывалось прикладное программное обеспечение.

Цели и задачи предэкспериментального этапа

Разработать пакет программ прикладного характера с открытым кодом и возможностью модификации и модернизации выполняющего следующие функции

Параллельно с решением вышеперечисленных задач разрабатывалось

Конвертация

Математический редактор

Модуль графического редактора

Сегментация

Математические операции

Другие приложения

прикладное программное обеспечение для коррекции аппаратурных артефактов на МРТ-изображениях

Постановка задачи



Данное прикладное программное обеспечения должно конвертировать MPT-данные из специализированного фирменного формата, разработанного для ОС IRIX на платформе SiliconGraphics, в форматы, пригодные для графических редакторов в среде MS Windows на платформе PC. Благодаря этому предполагалось решать задачи:

- А) анализа и обработки исходных MPT-сигналов
- Б) коррекции аппаратурных артефактов на MPT-изображениях
- В) обратная конвертация данных для работы в среде IRIX

гация

ий редактор

ского редактора

гация

Mat...ские операции

Другие приложения

**Параллельно с решением
вышеперечисленных задач
разрабатывалось**

прикладное программное
обеспечение для коррекции
аппаратурных артефактов на MPT-
изображениях

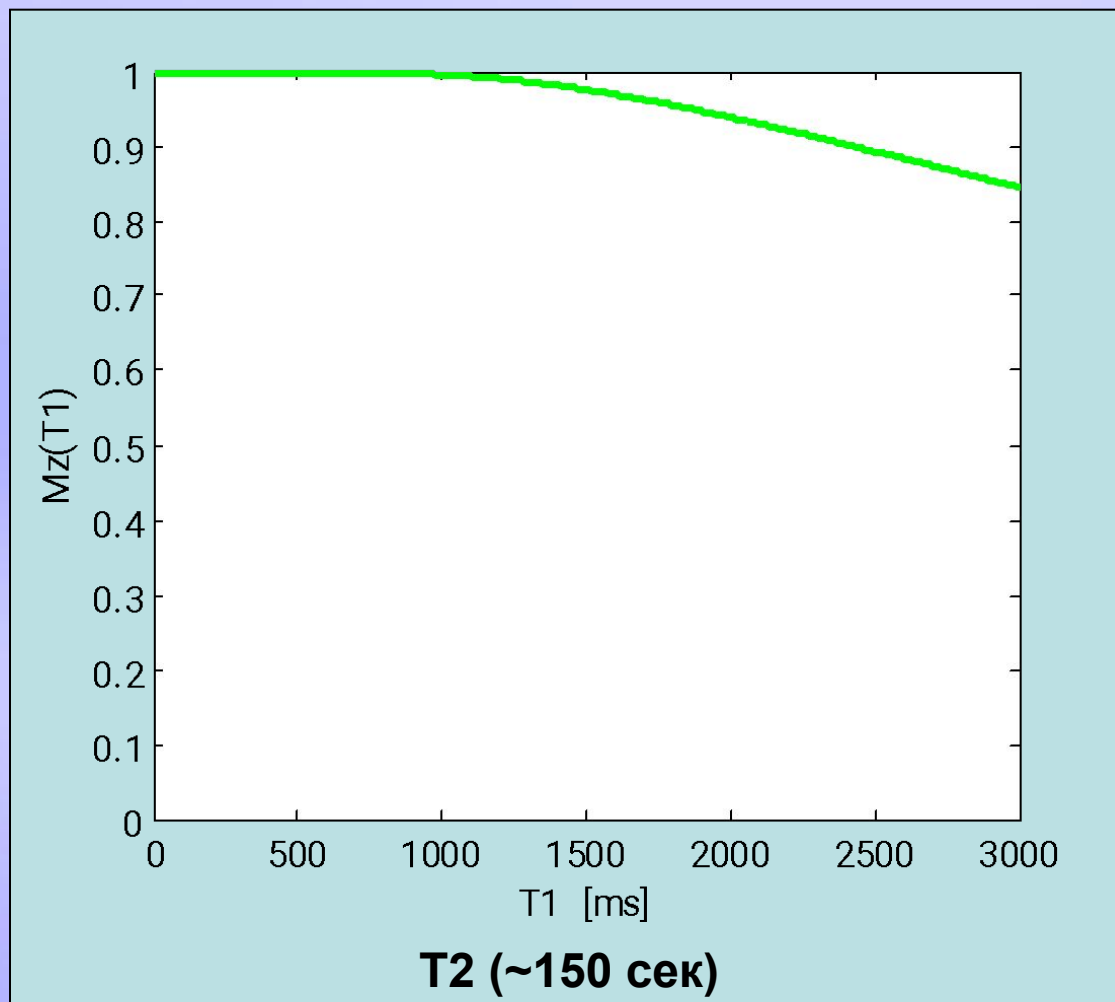


График
зависимости
максимально
возможной
интенсивности
регистрации
сигнала вещества
от параметра T1:
Mz(T1)

(параметр спин-
решёточной релаксации)

T2 (T2 – взвешенного изображения)

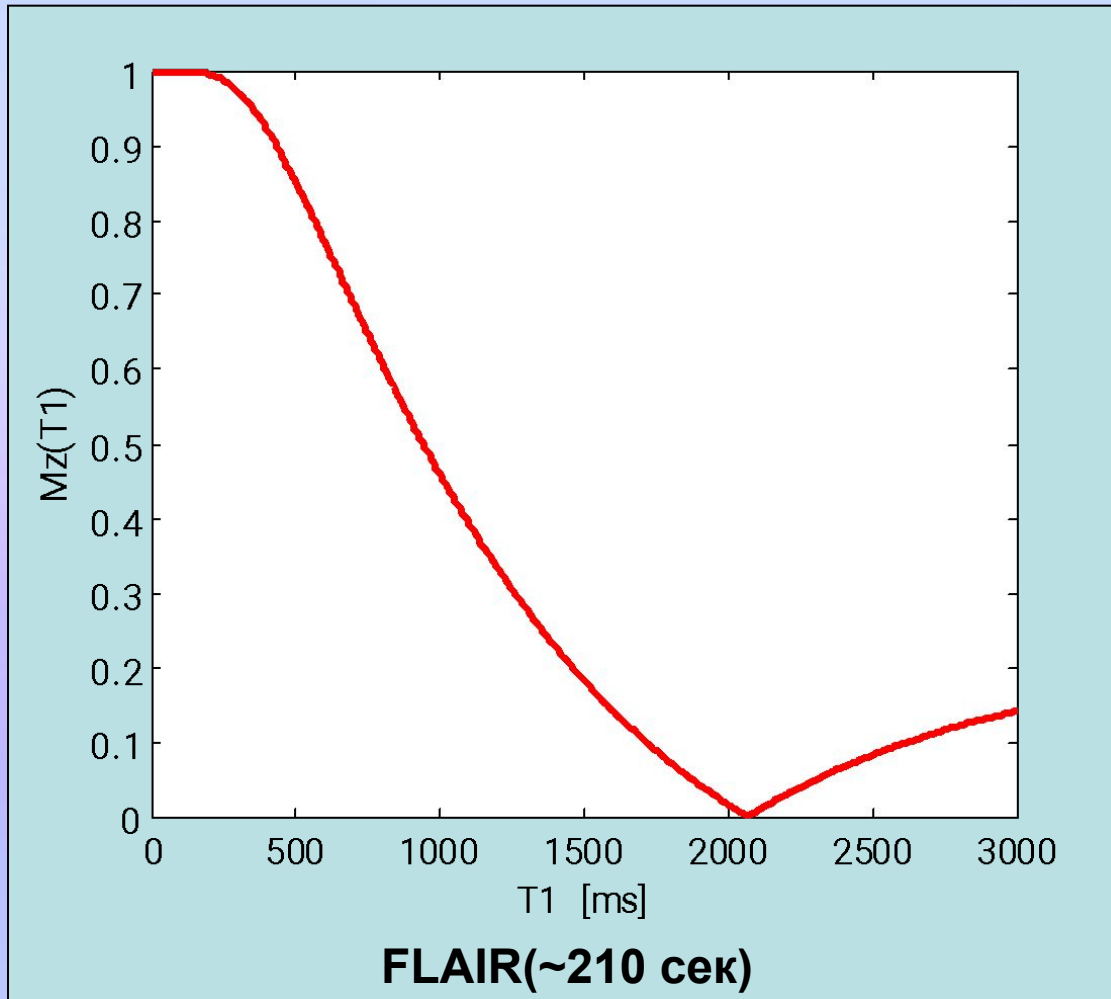


График
зависимости
максимально
возможной
интенсивности
регистрации
сигнала вещества
от параметра T1:
Mz(T1)
(параметр спин-
решёточной релаксации)

FLAIR (T2 – взвешенного изображения с подавлением жировой ткани)

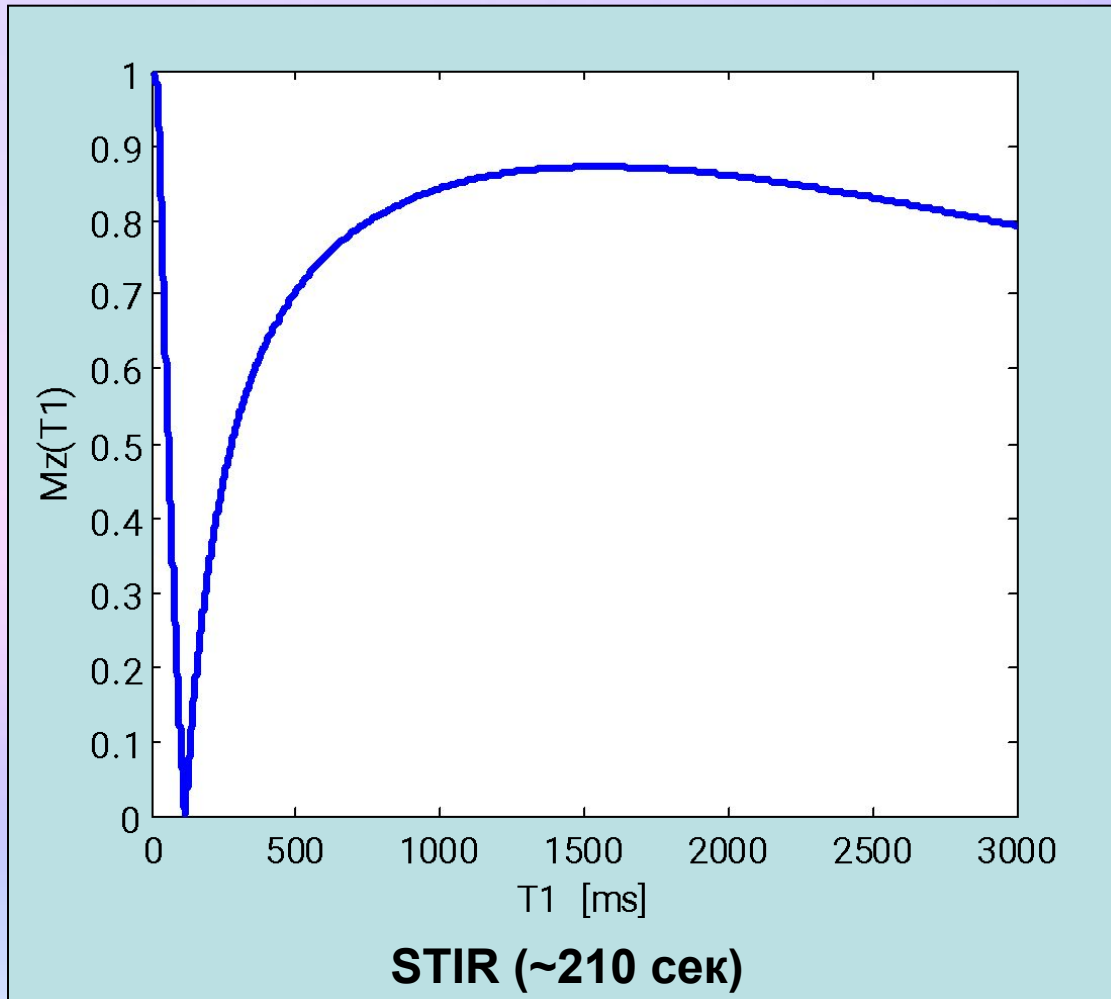


График
зависимости
максимально
возможной
интенсивности
регистрации
сигнала вещества
от параметра T_1 :
 $M_z(T_1)$
(параметр спин-
решёточной релаксации)

STIR (T_2 – взвешенного изображения с подавлением свободной воды)

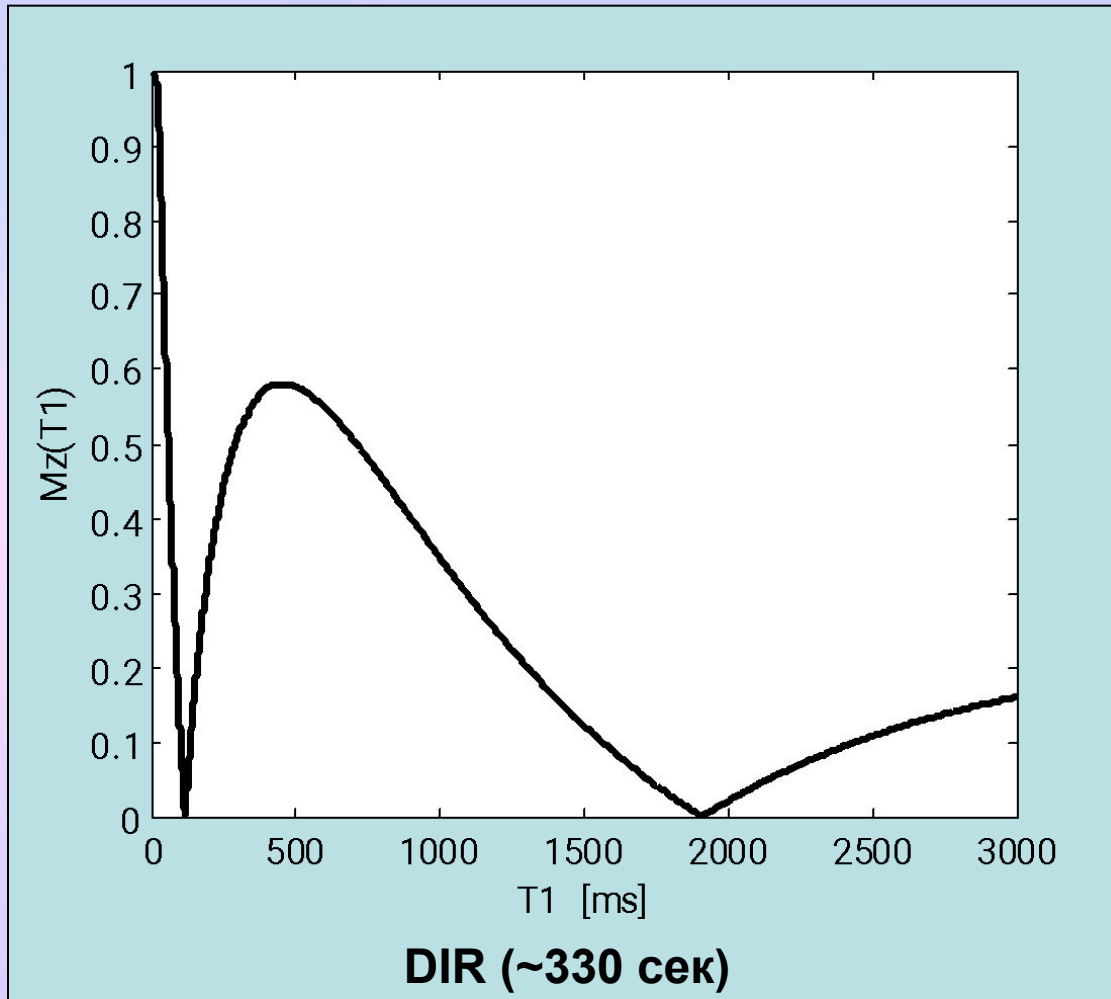


График
зависимости
максимально
возможной
интенсивности
регистрации
сигнала вещества
от параметра $T1$:
 $Mz(T1)$

(параметр спин-
решёточной релаксации)

DIR (одновременное подавление жировой ткани и воды)

Графики рассчитаны по приближённым формулам:

режим T2 – взвешенного изображения:	$M_{zs} \sim 1 - \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)$
режим FLAIR:	$M_{zs} \sim 1 - 2 \exp\left(-\frac{TI_W}{T1}\right) + \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)$
режим STIR:	$M_{zs} \sim 1 - 2 \exp\left(-\frac{TI_F}{T1}\right) + \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)$
режим DIR:	$M_{zs} \sim 1 - 2 \exp\left(-\frac{TI_F}{T1}\right) + 2 \exp\left(-\frac{TI_W + TI_F}{T1}\right) - \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)$

при значениях пар-в: $TR/TI_W / TI_F = 5600 / 1300 / 80 \text{ ms}$.

Основу методики анализа способов эмуляции составляют данные об операциях над режимами сканирования:



Таблица анализа операции сложения для режимов T2-взвешенное, FLAIR, STIR.

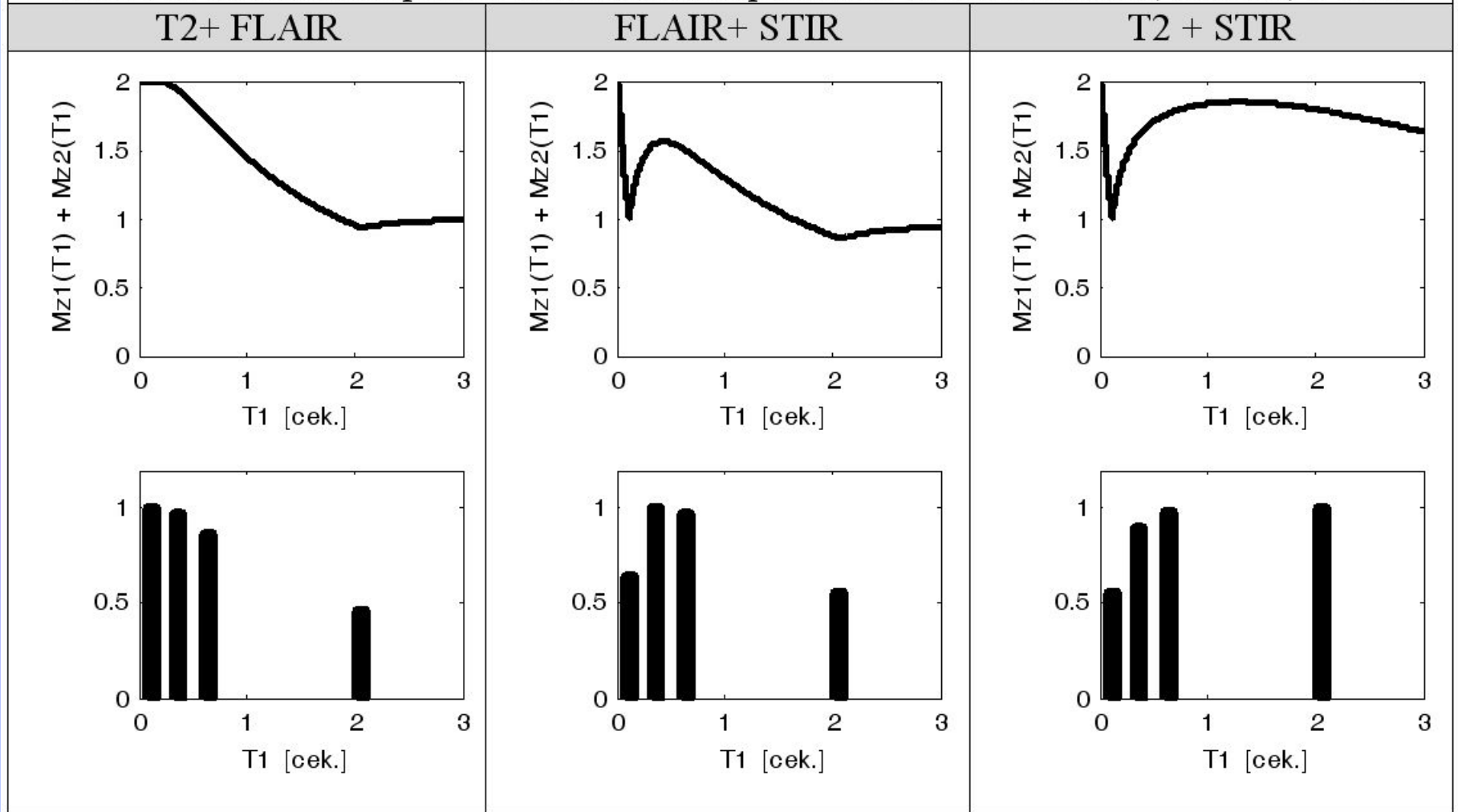


Таблица анализа операции вычитания для режимов T2-взвешенное, FLAIR, STIR.

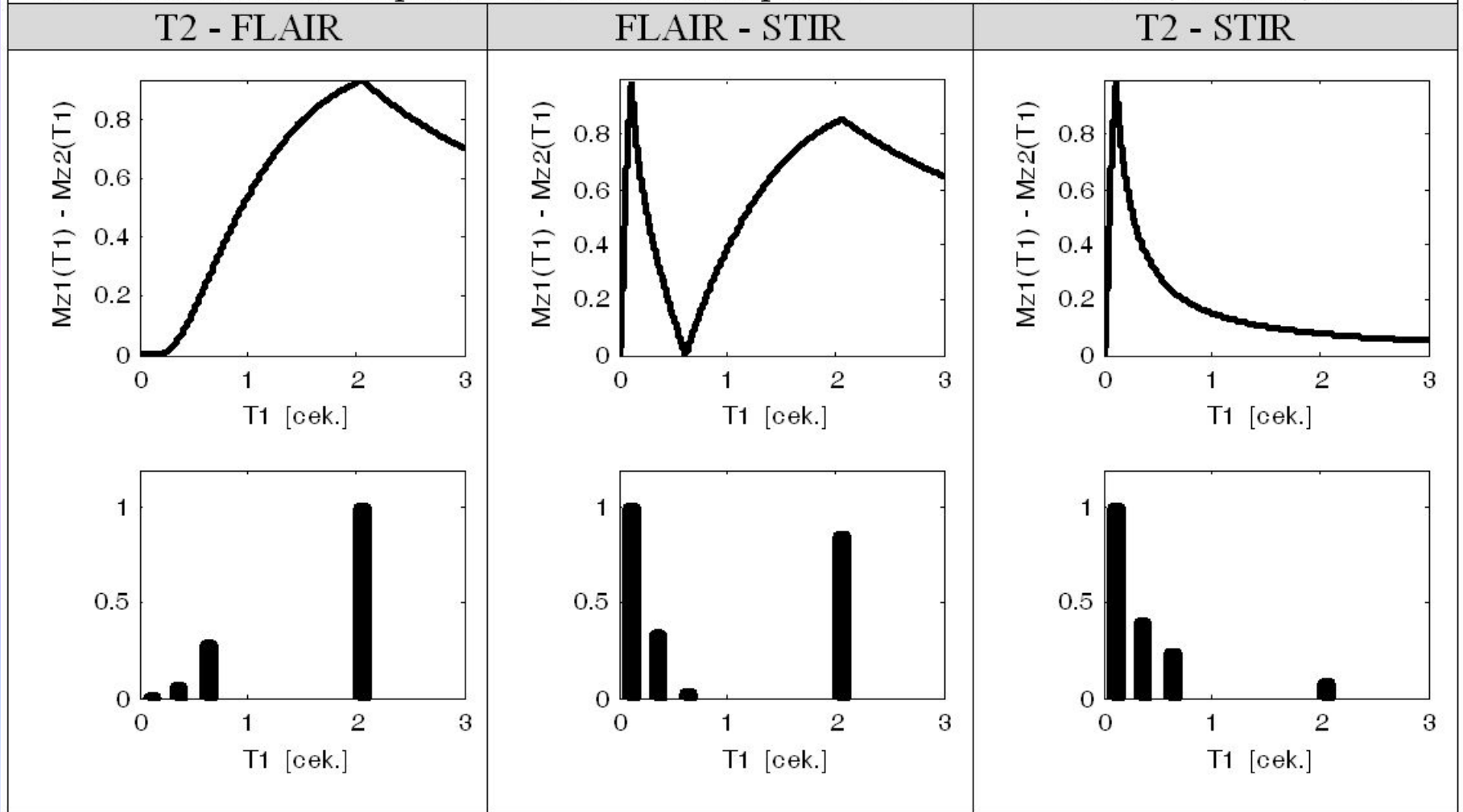


Таблица анализа операции умножения для режимов T2-взвешенное, FLAIR, STIR.

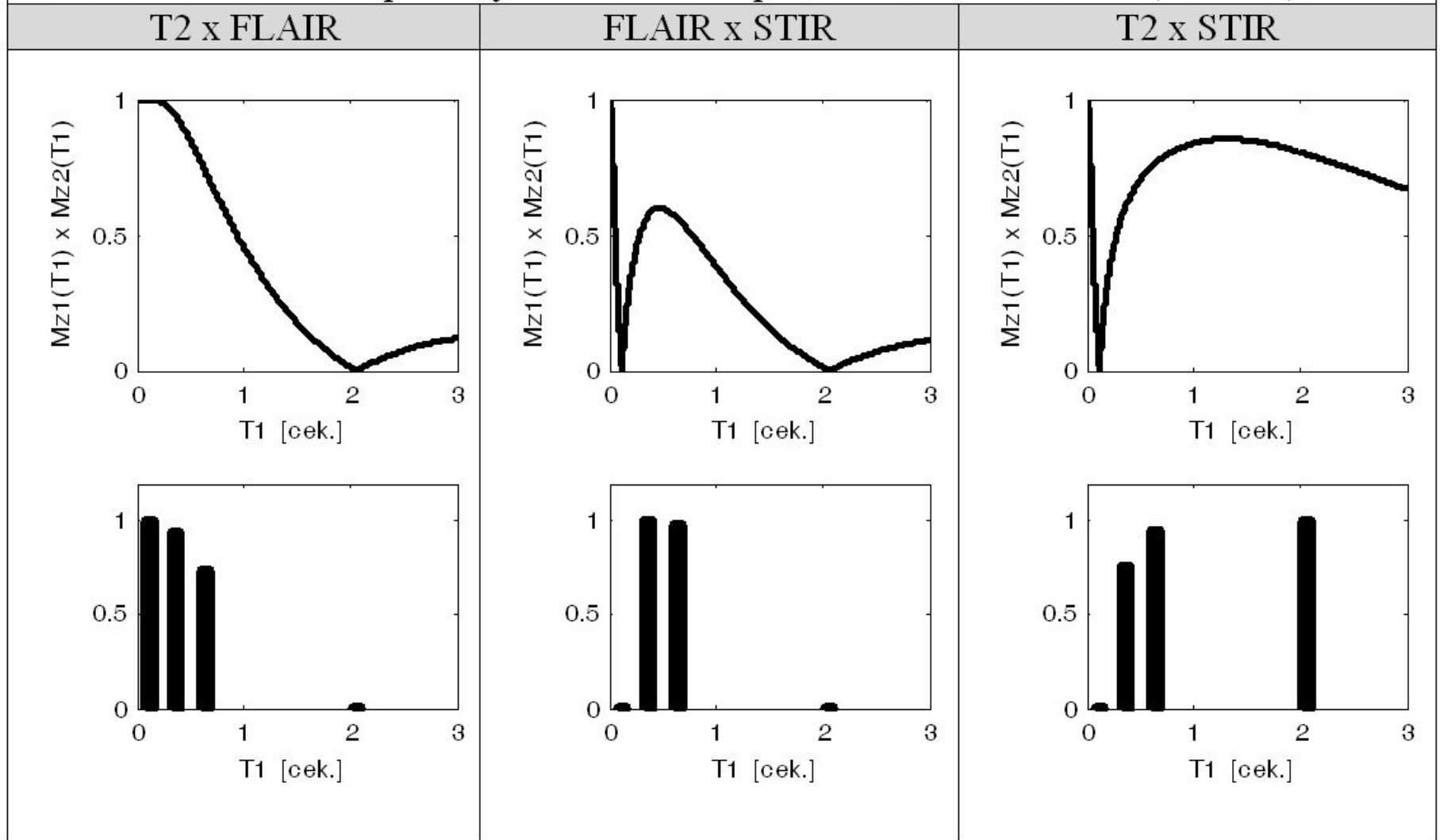
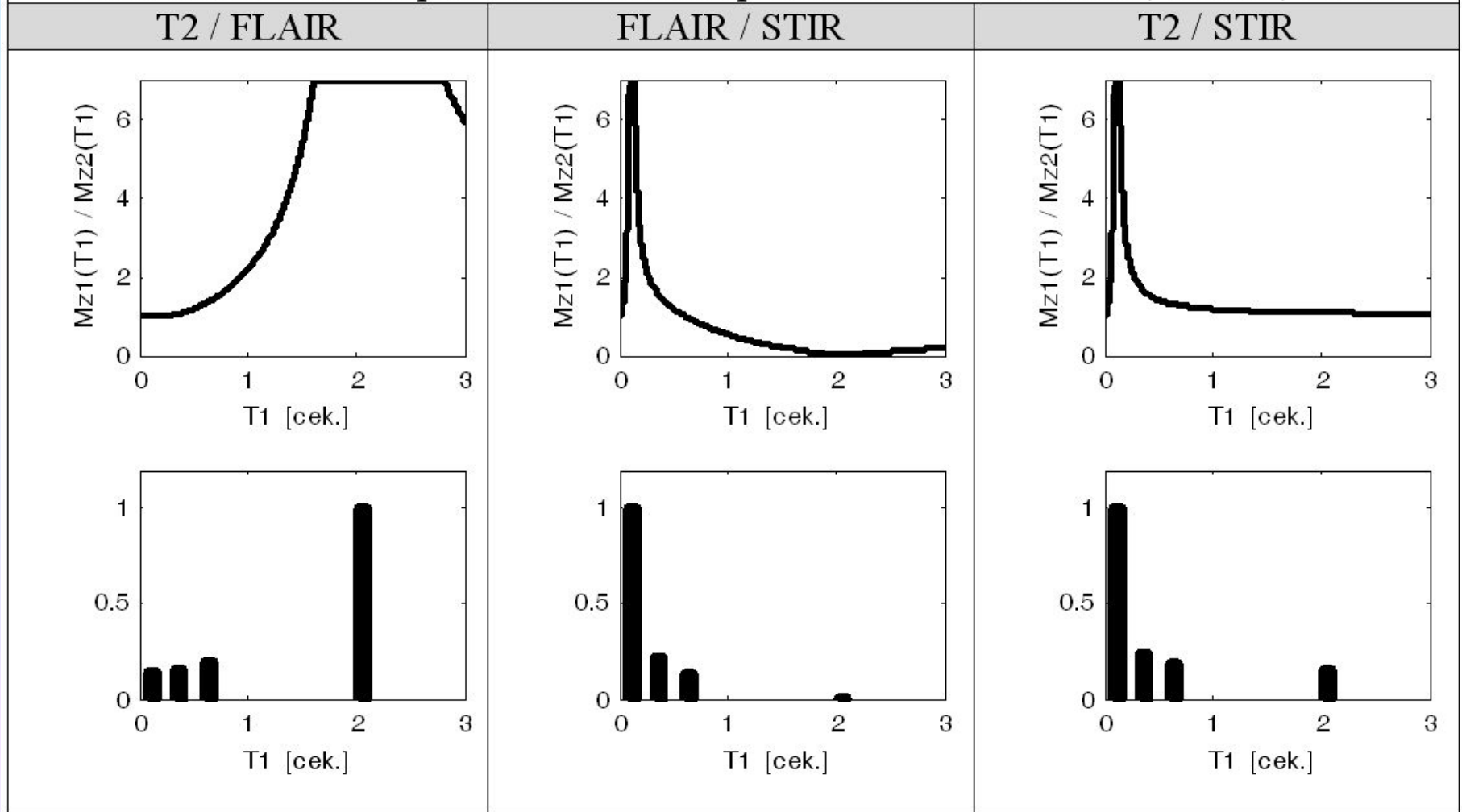
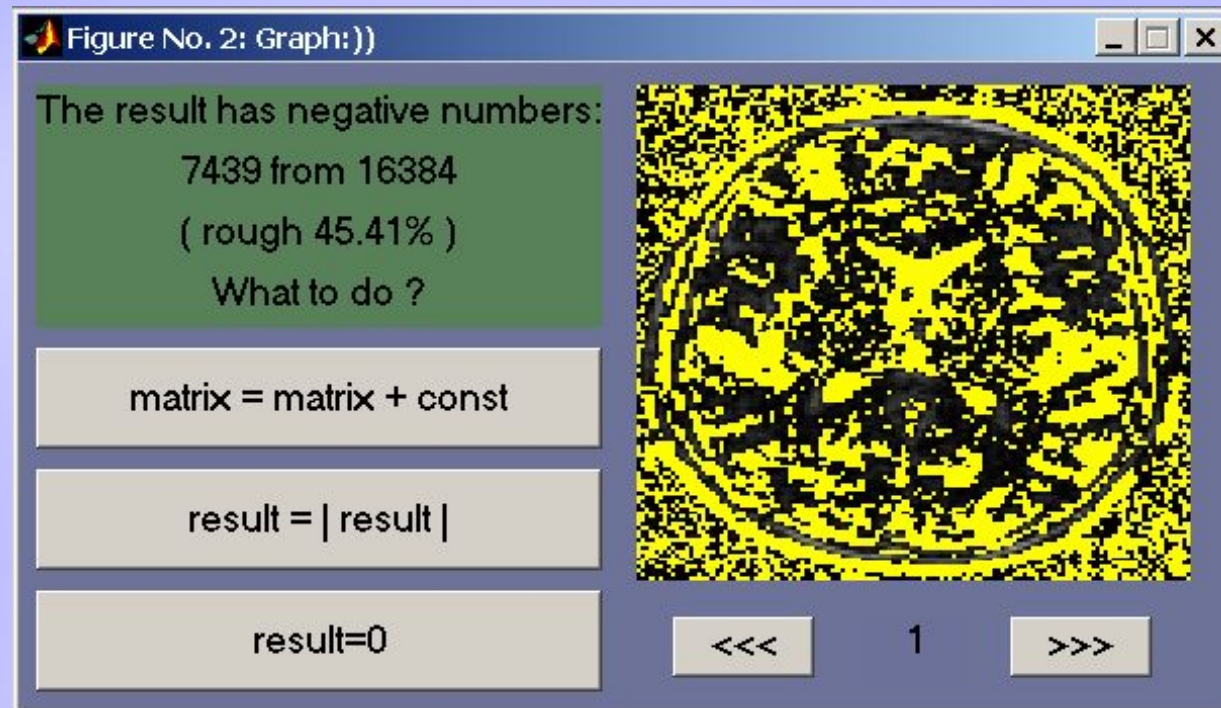


Таблица анализа операции деления для режимов T2-взвешенное, FLAIR, STIR.



Более качественный анализ включает в себя:

1) Анализ информативности сигнала отрицательных значений пикселей после операции на примере экспериментальных данных



Более качественный анализ включает в себя:

1) Анализ информативности сигнала отрицательных значений пикселей после операции на примере экспериментальных данных.

2) анализ контрастности изображения.

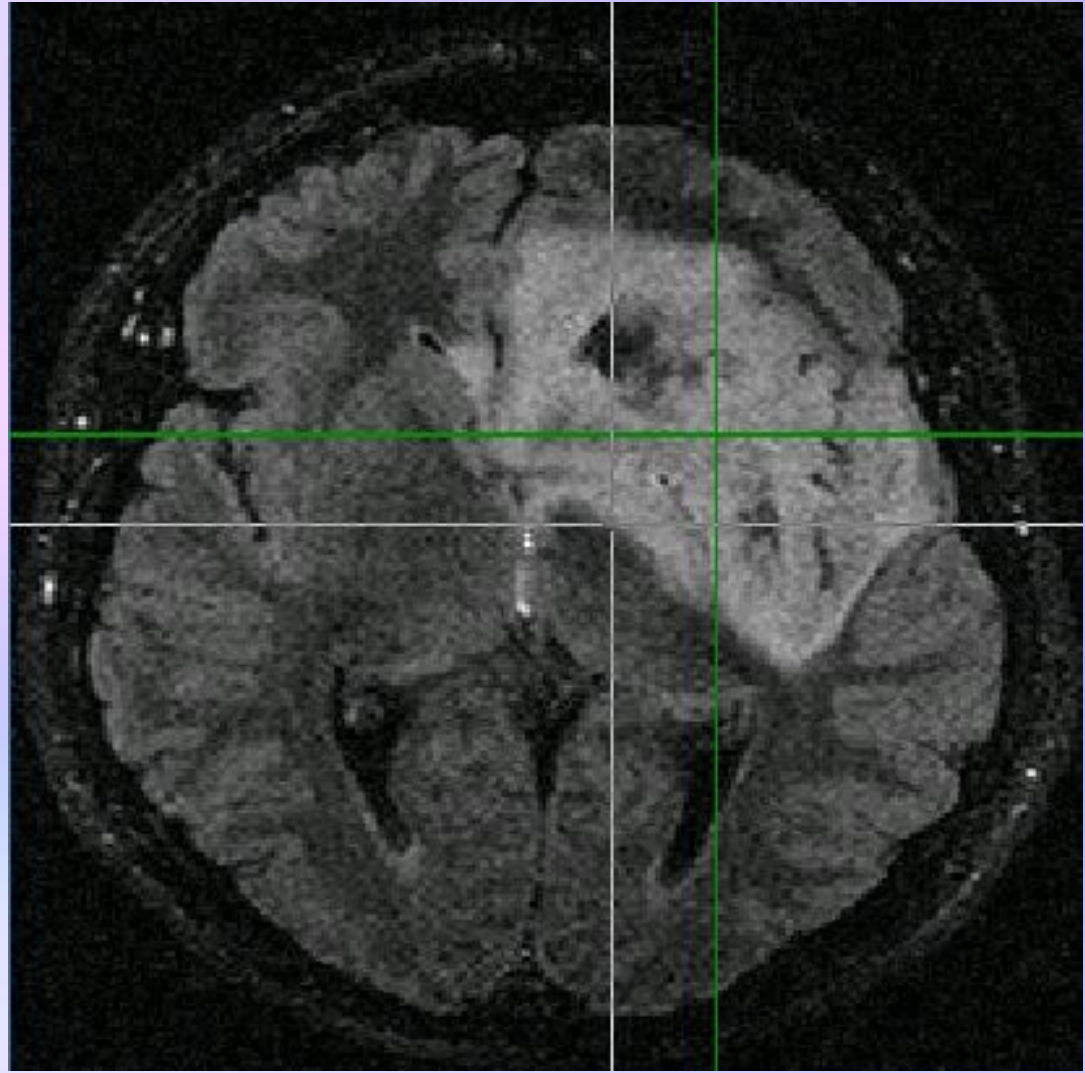
Таблица (пример) анализа контрастности для воды, жира, белого и серого вещества при операции деления режимов сканирования $mzT2$ и $mzSTIR$ ($mzT2 / mzSTIR$) результат которых взят по абсолютному значению.

	жир	белое вещество	серое вещество	вода
жир	0	0.6186	0.6853	0.7309
белое вещество	0.6186	0	0.1157	0.2048
серое вещество	0.6853	0.1157	0	0.0913
вода	0.7309	0.2048	0.0913	0

Более качественный анализ включает в себя:

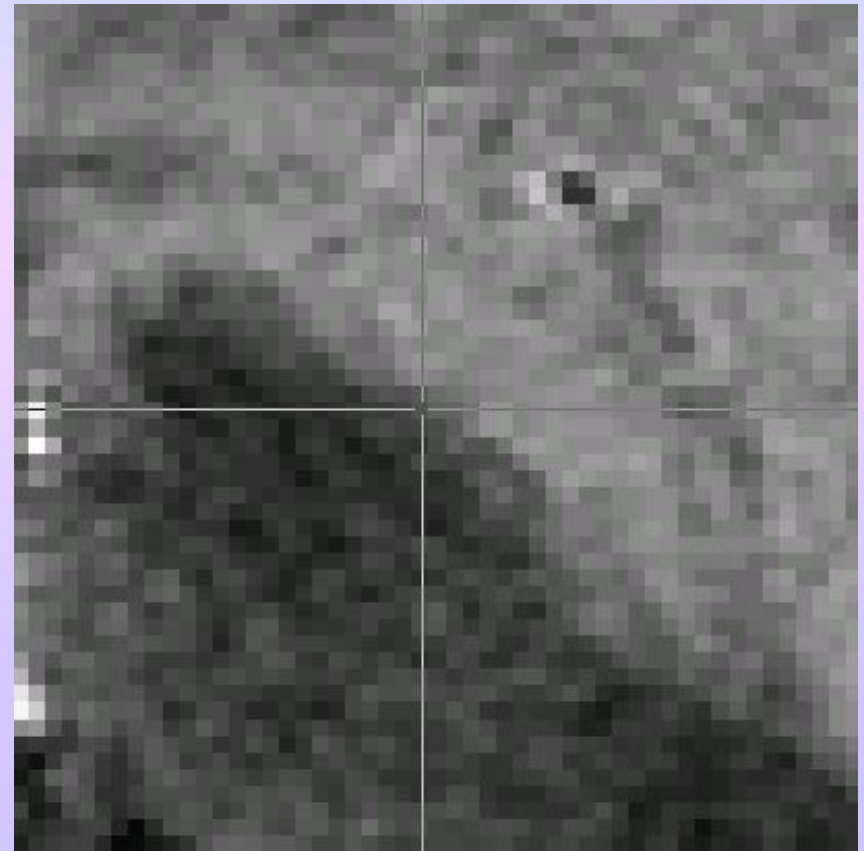
- 1) Анализ информативности сигнала отрицательных значений пикселей после операции на примере экспериментальных данных.**
- 2) анализ контрастности изображения.**
- 3) оценка возможности и целесообразности применения данной операции в медицинской диагностике.**
- 4) сравнение результатов с результатами стандартного исследования.**

Методика сегментации области



Увеличение точности определения координаты.

*производится
путём повторного
указания
координаты точки
на изображении
окрестности
точки, которая
была
зафиксирована при
первом нажатии.*



Корректировка параметров

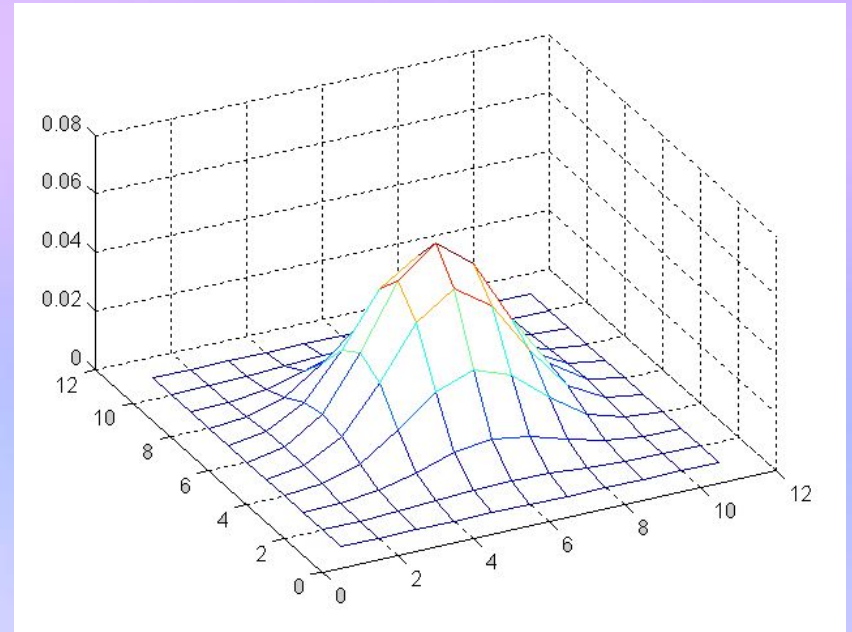
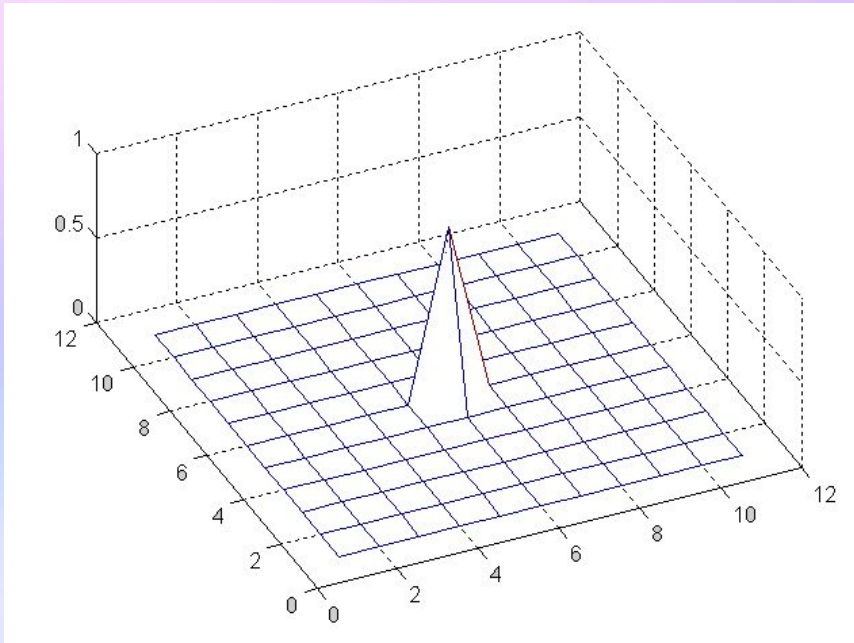
- Решение данной задачи предполагает использование алгоритмов интерактивного взаимодействия с пользователем, при котором нахождение параметра необходимого для сегментации разбивается на несколько шагов, с каждым из которых увеличивается точность определения параметра.

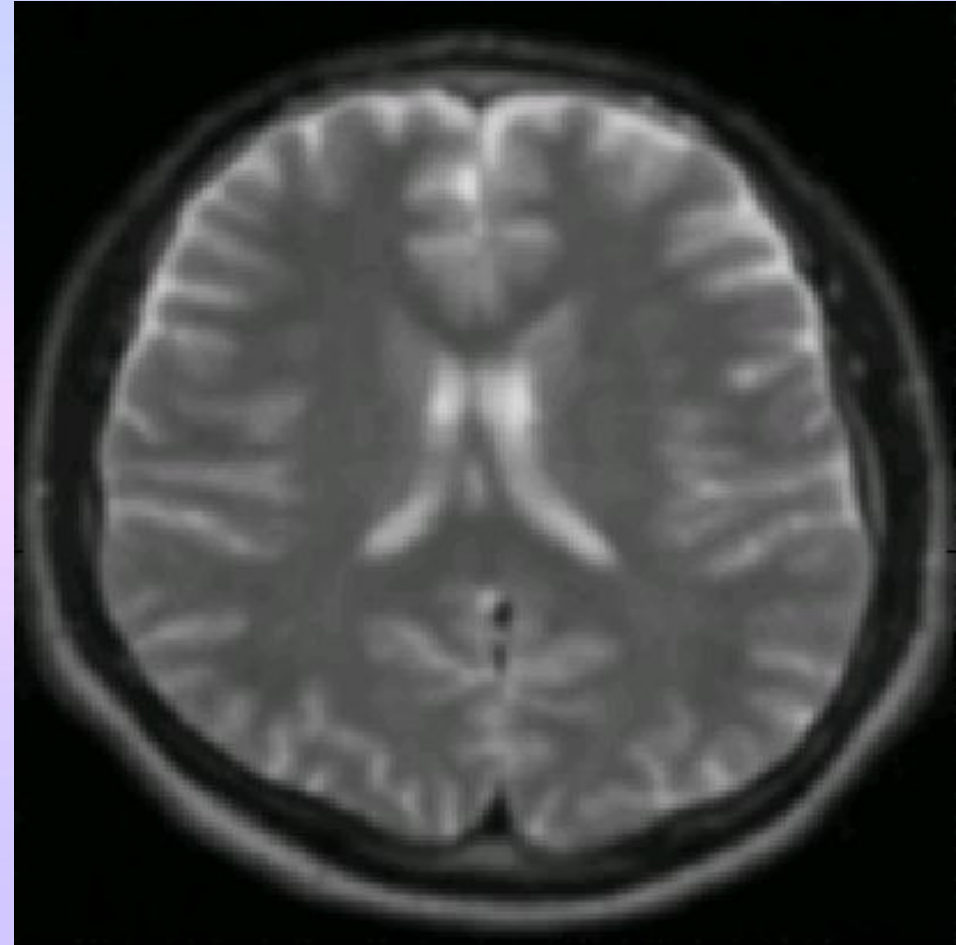
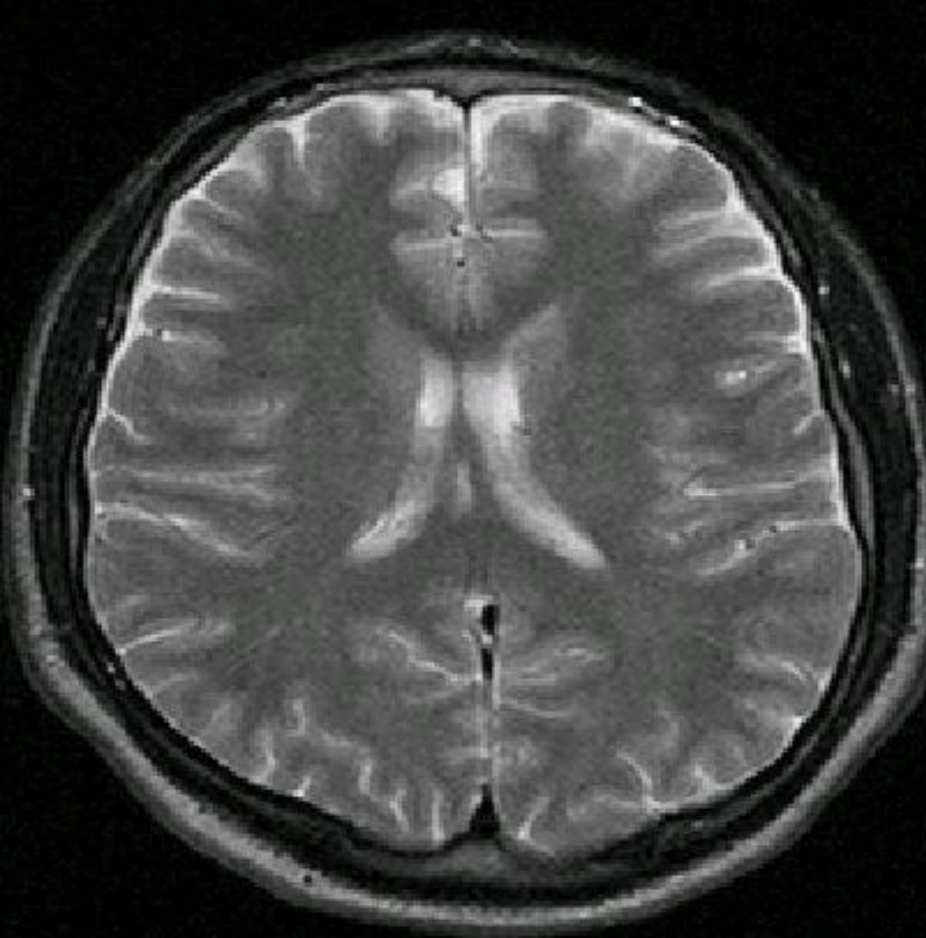
Фильтрация

Для увеличения стабильности работы методики был дополнительно разработан алгоритм фильтрации сегментируемого изображения. Фильтр-матрица было подобрана с учётом следующих критерий:

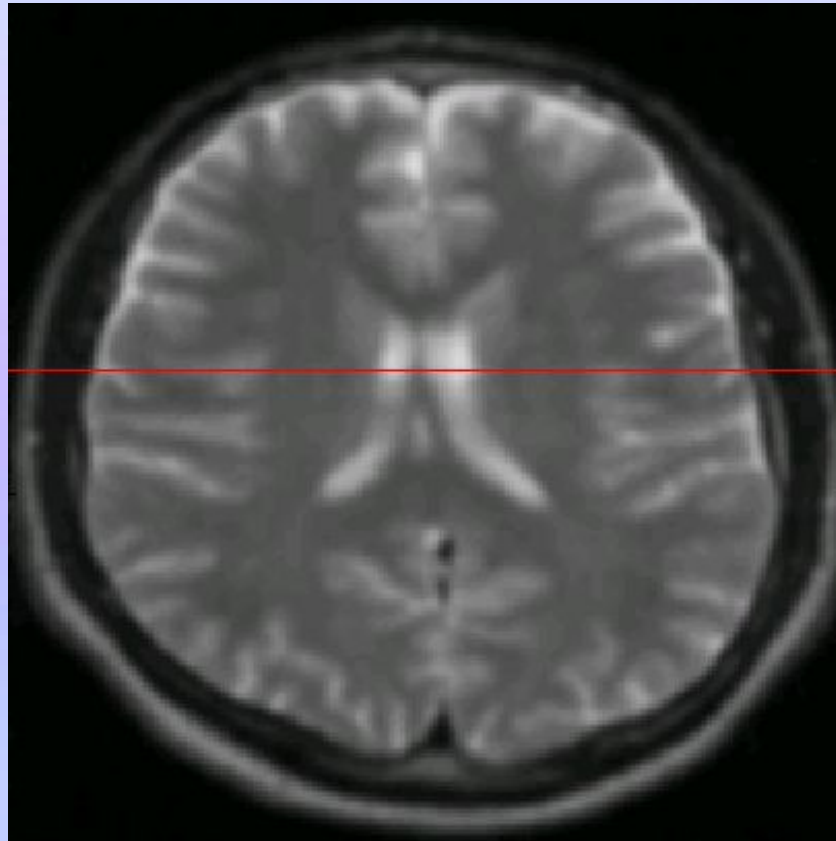
- *Стабильность работы основной программы.*
- *Быстродействие алгоритма.*
- *Сходимость алгоритма сегментации с данным фильтром.*

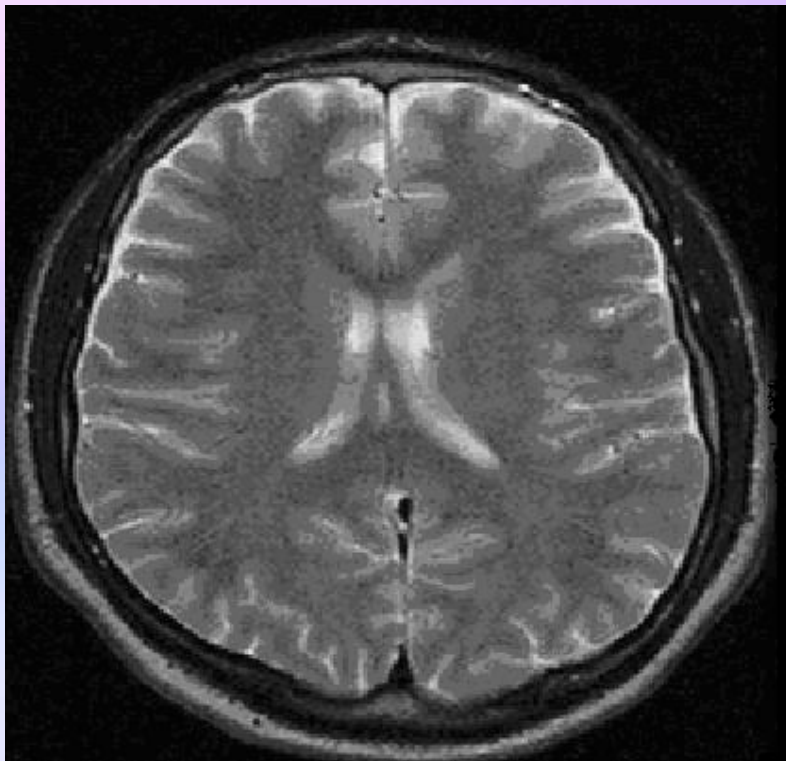
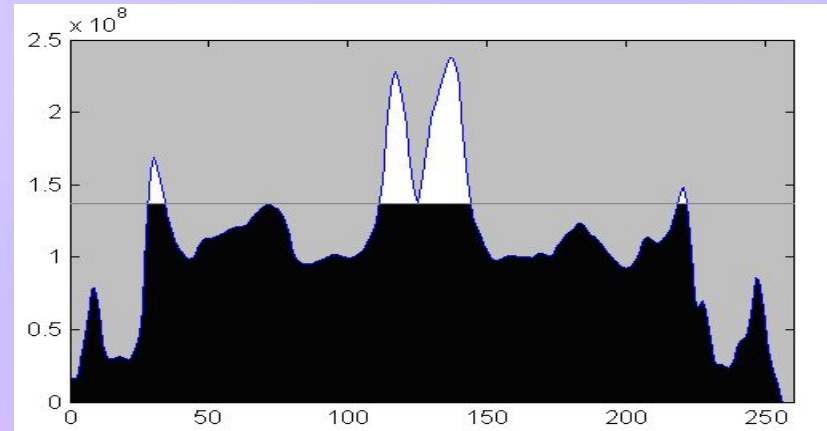
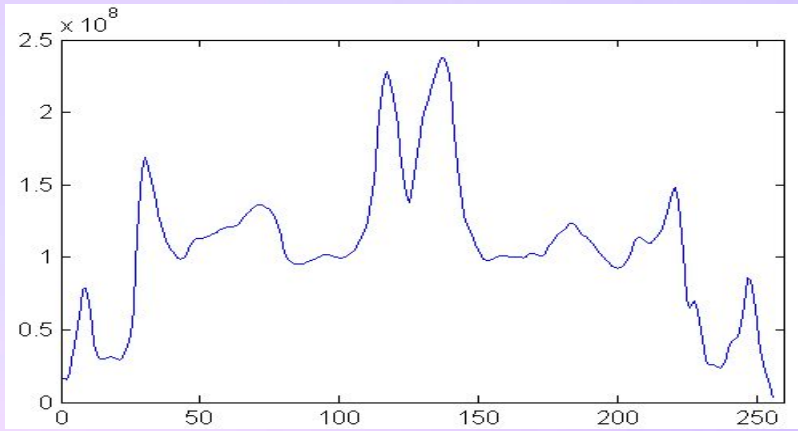
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0





Критерий детектирования

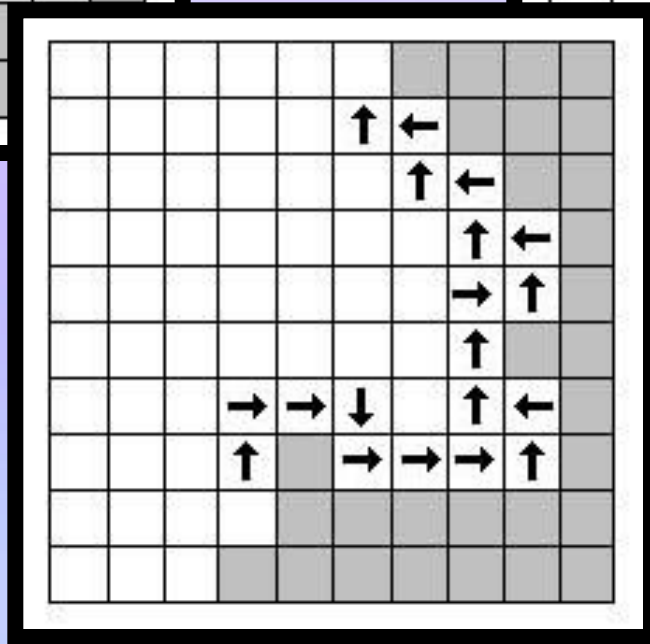
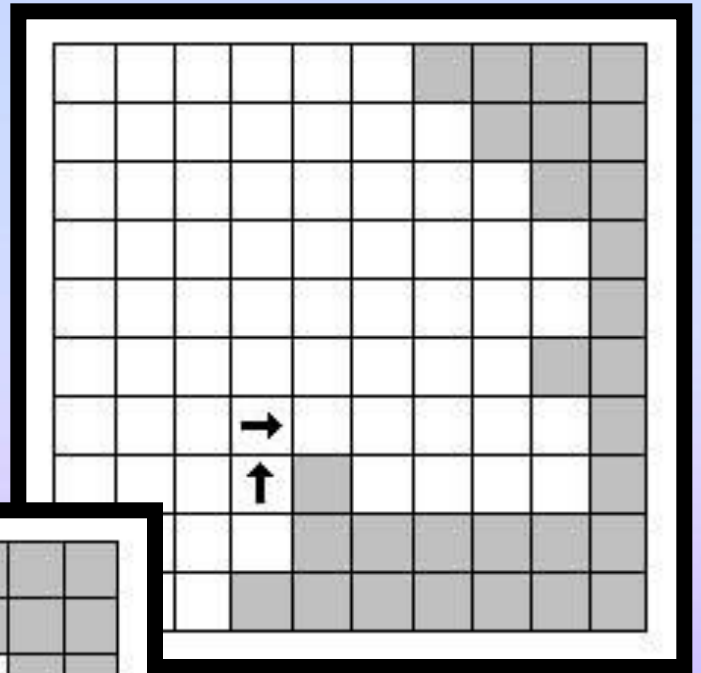
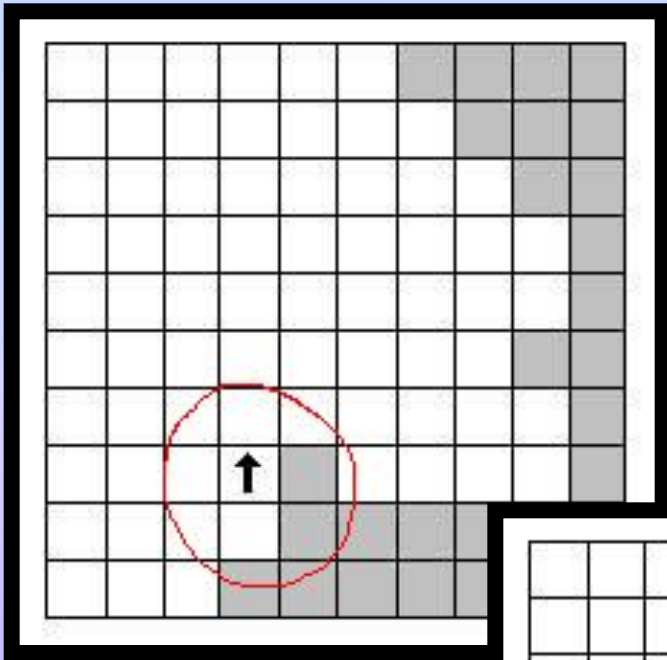


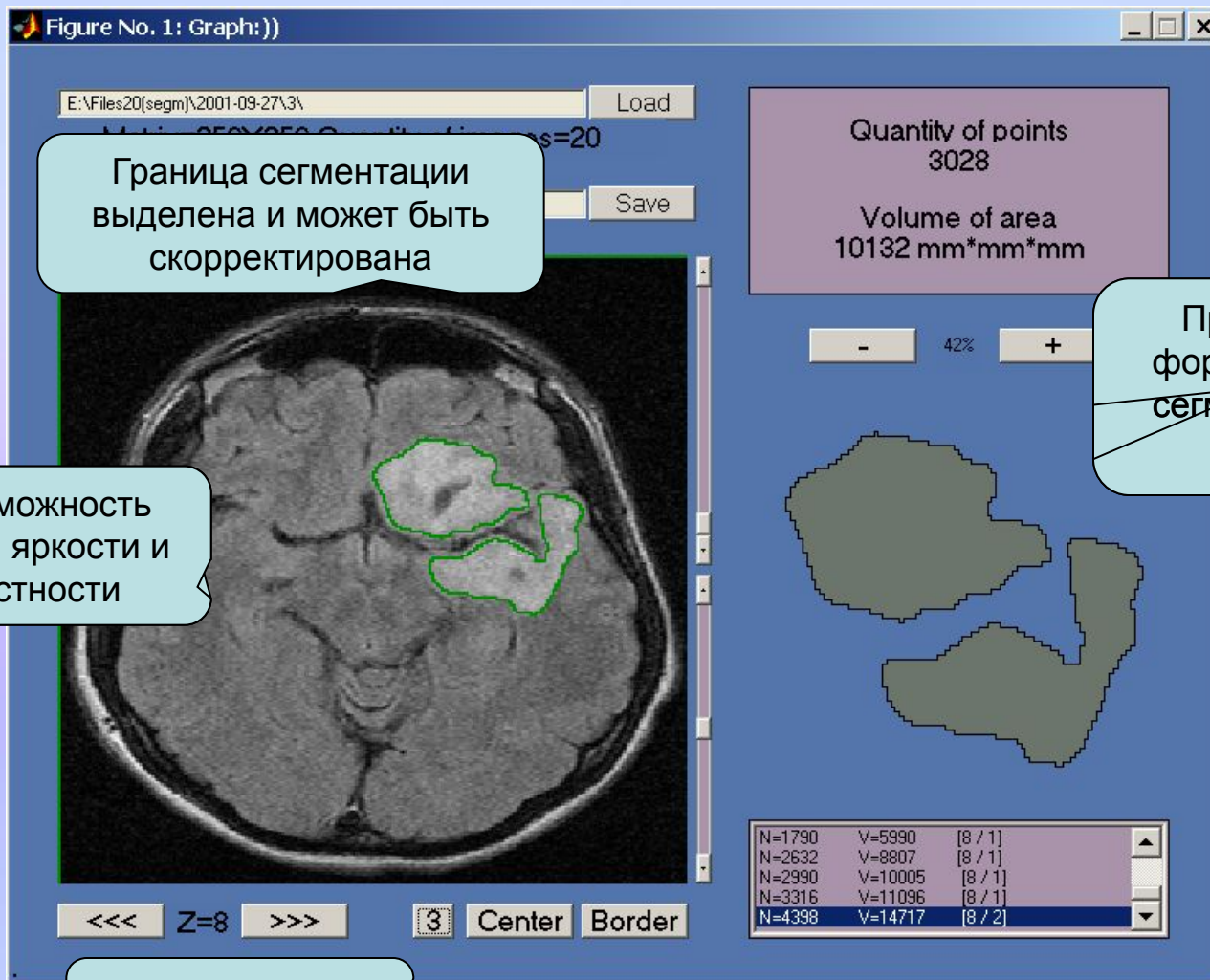


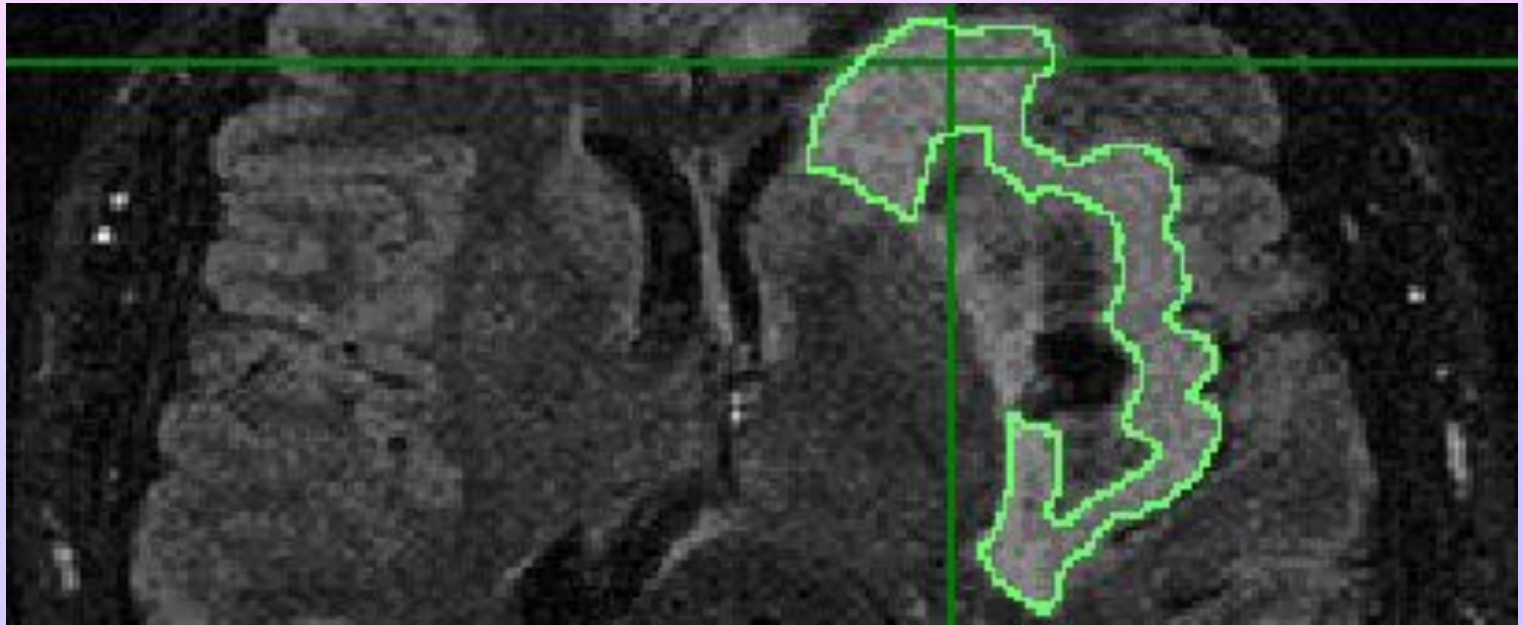
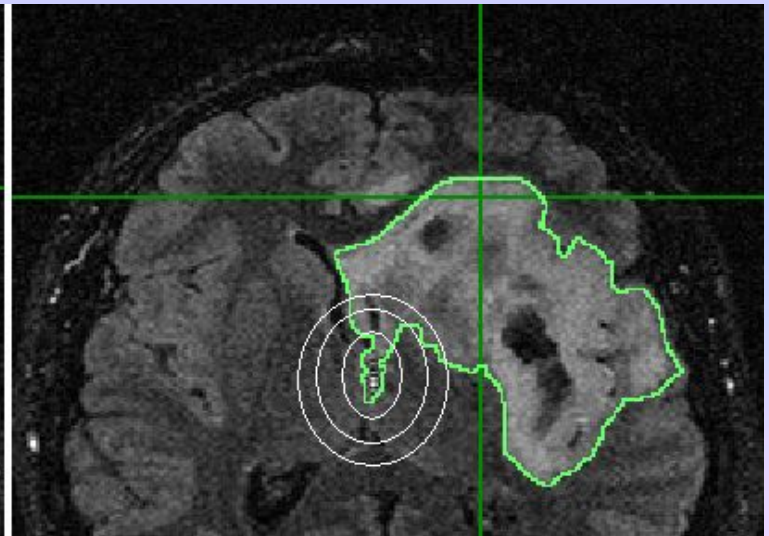
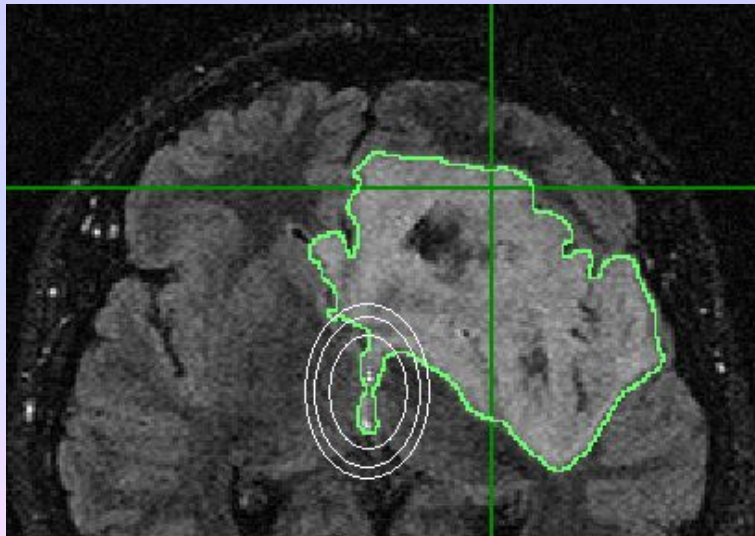
Определение границы указанной области

Для объяснения принципа работы алгоритма рассмотрим **граф**, имеющий следующие свойства:

- *Все вершины строятся только на ячейках полученной матрицы.*
- *Все рёбра одинаковой длины, ориентированны, и могут принимать только одну из четырёх ориентаций (право, лево, верх, низ).*
- *Все вершины имеют нумерацию (1,2,3,4, и т.д.)*
- *Каждая вершина имеет одно входящее (из вершины с меньшим номером) и одно выходящее ребро (в вершину с большим номером).*

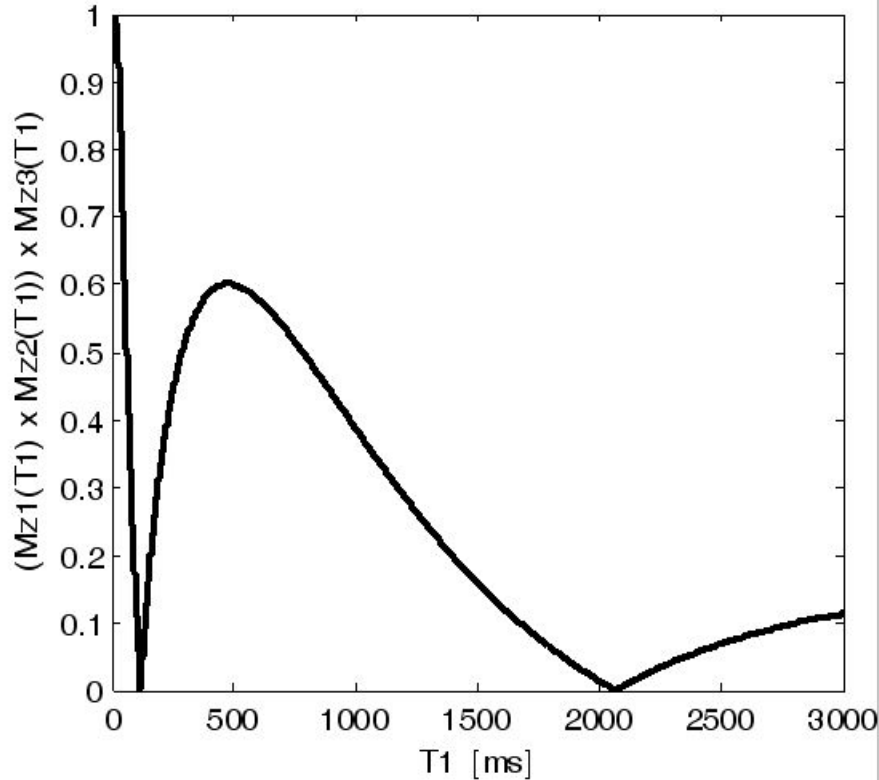






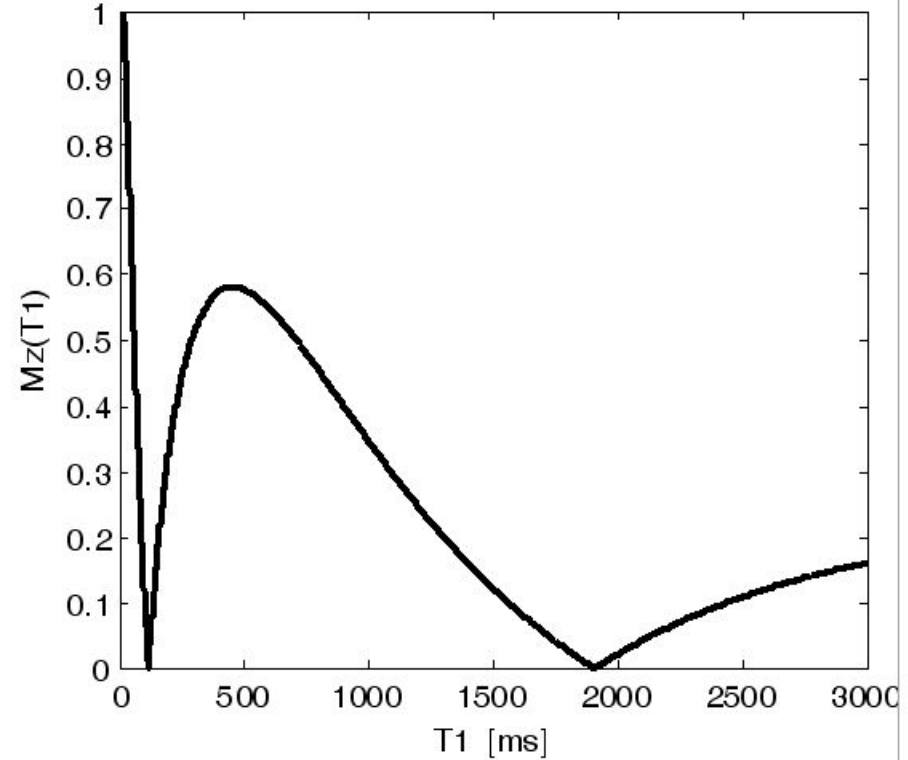
ОПИСАНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Эмуляция режима DIR



результат перемножения

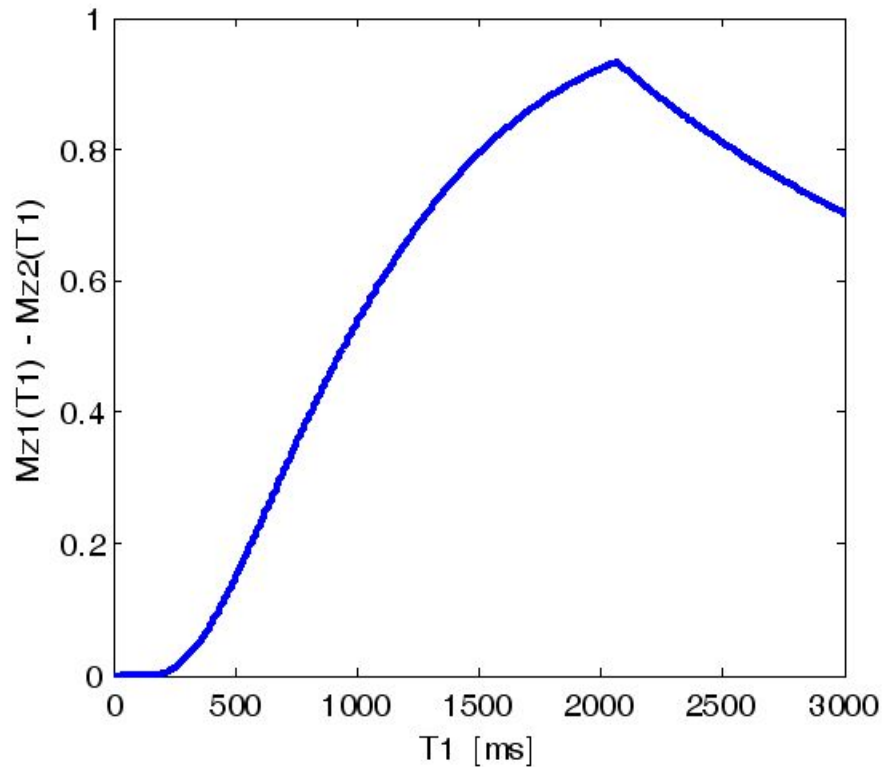
функций $M_{zs}(T1)$ режимов STIR и FLAIR.



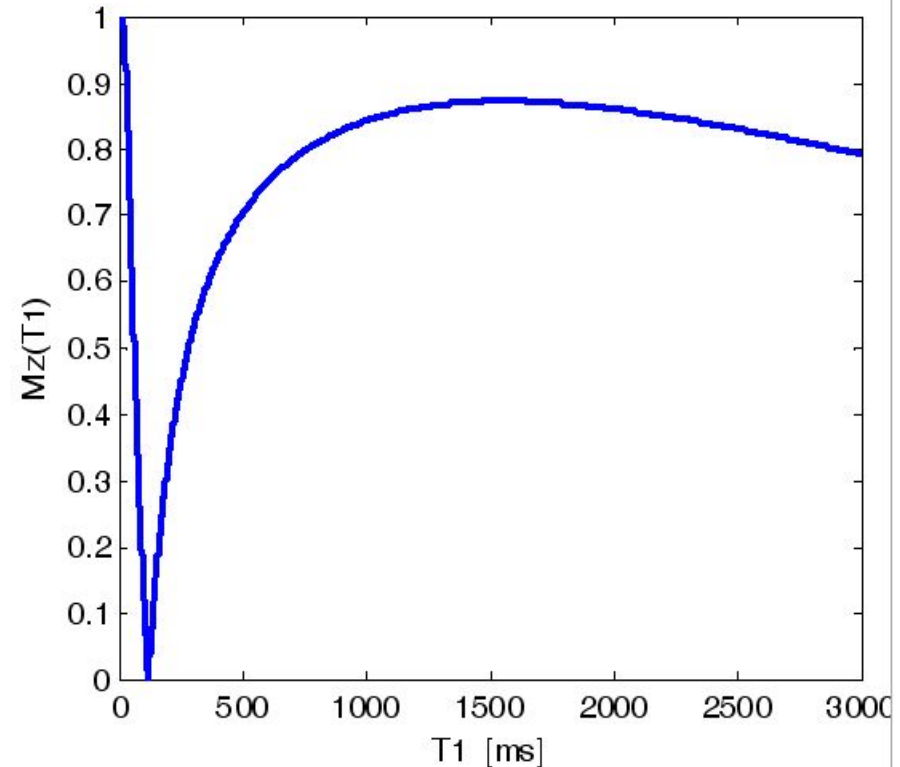
*режим DIR -
двухкомпонентного подавления.*

ОПИСАНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Эмуляция режима STIR



*результат операции
вычитания функций $M_{zs}(T1)$ для
режимов T2 и FLAIR.*



*режим STIR -
однокомпонентное подавление.*

Эмуляция режима двухкомпонентного подавления сигналов (*DIR*) используя данные режимов *STIR* и *T2*.

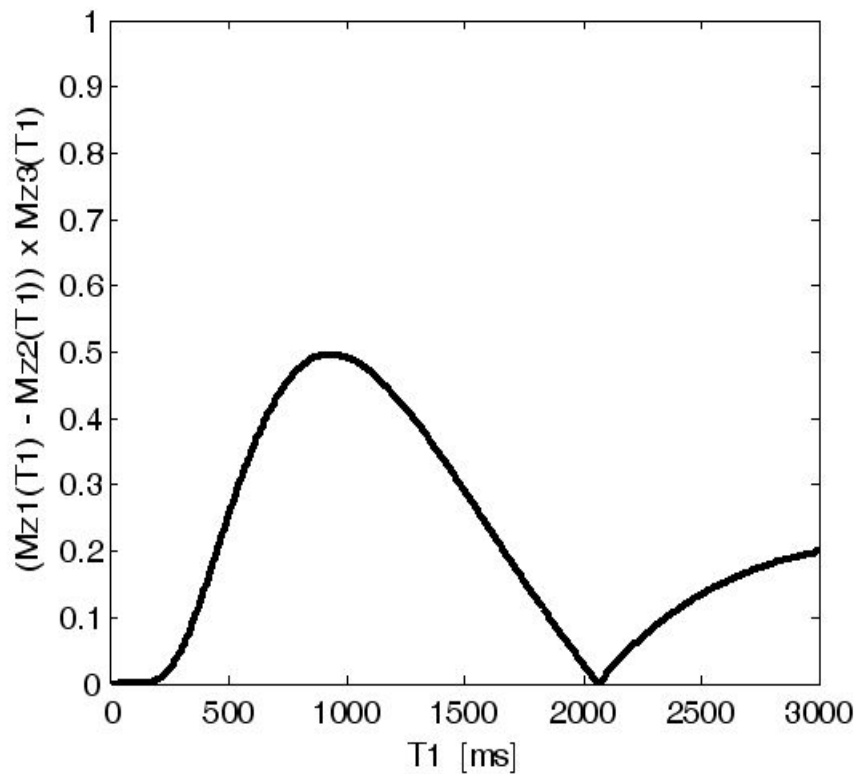


график функции $M_{zs}(T1)$ -
результат операции по схеме (*T2 - FLAIR*)
 \times *FLAIR*.

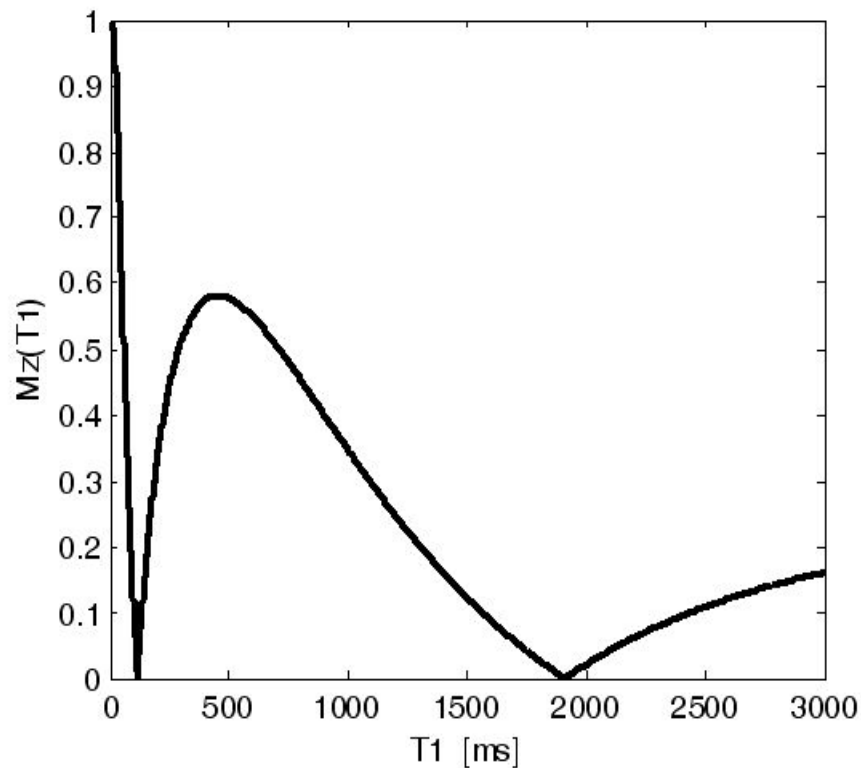
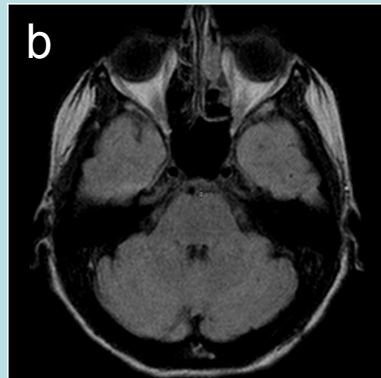


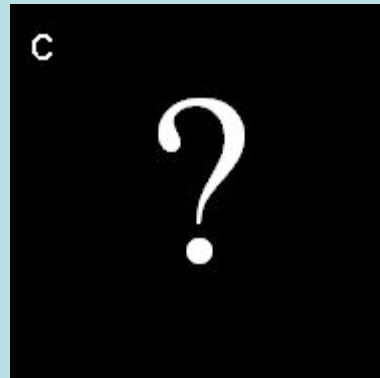
график функции $M_{zs}(T1)$ -
для режима *DIR* - двухкомпонентного
подавления.



T2



FLAIR (под.
воды)



STIR (под. жира)

DIR (жира и
воды)

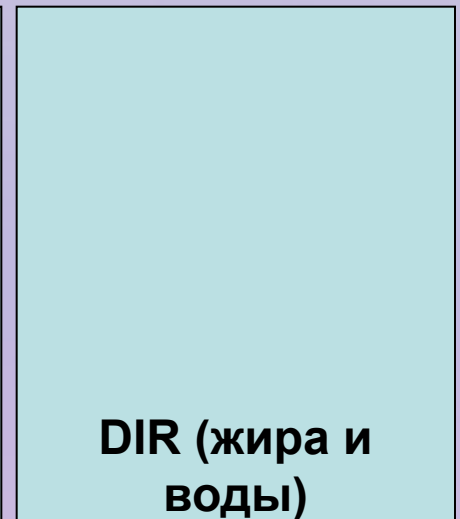
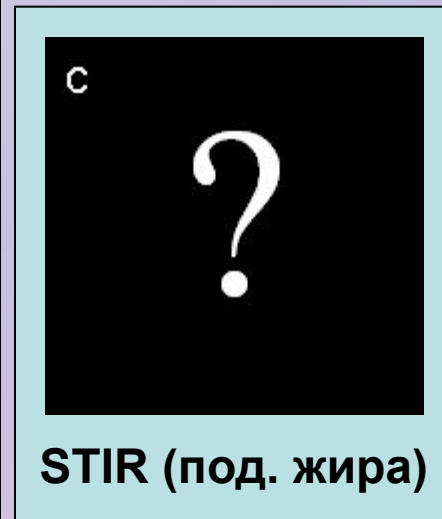
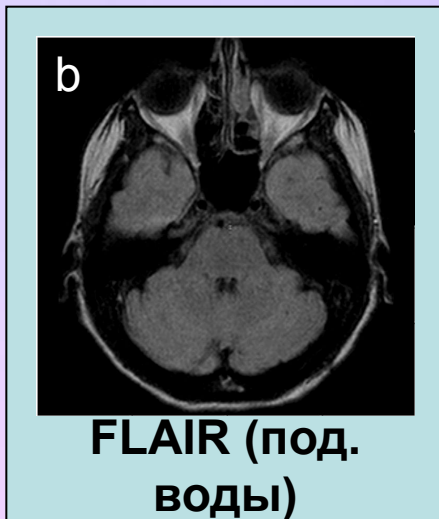
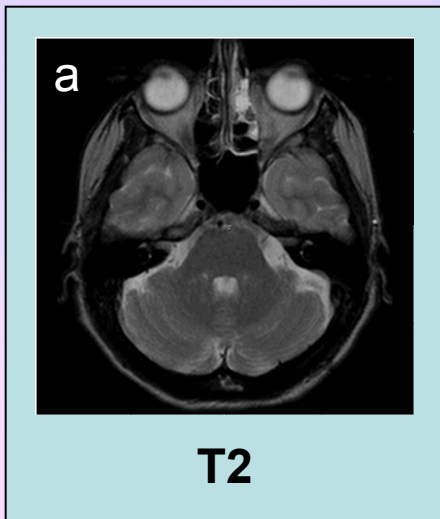
Параметры сканирования:

TSE: TR/TE_{eff}=5600/100 ms, ETL=8,
NS=22 (6mm)

FOV=160x180 mm, Matrix=160(antialias) x180,
(in plane res.=1x1 mm)

Особенности сканирования:

Необходимое условие – одинаковые параметры сканирования перечисленные выше.

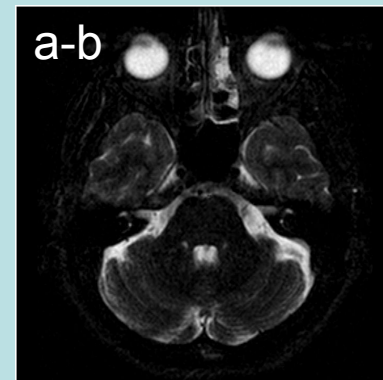


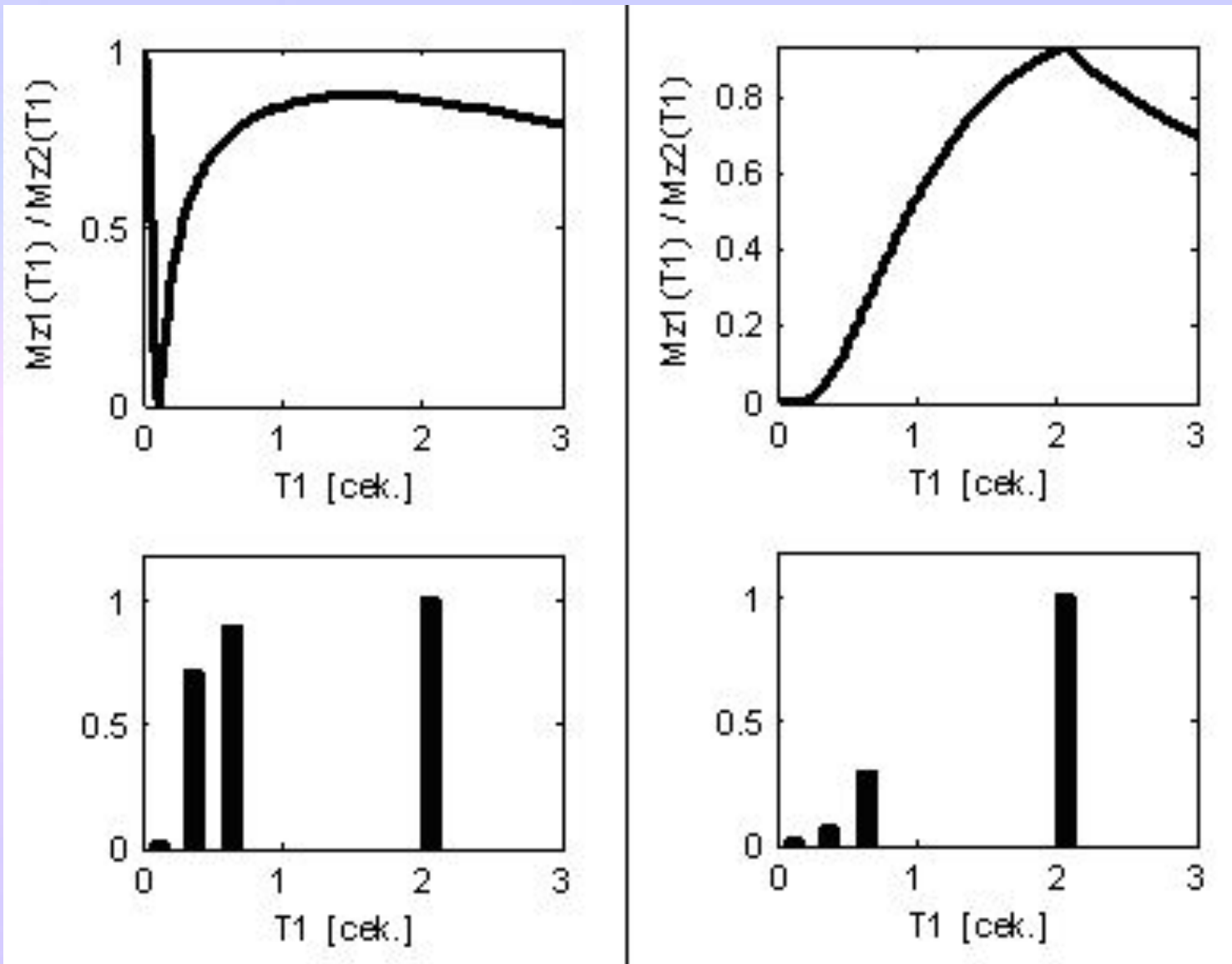
Два варианта:

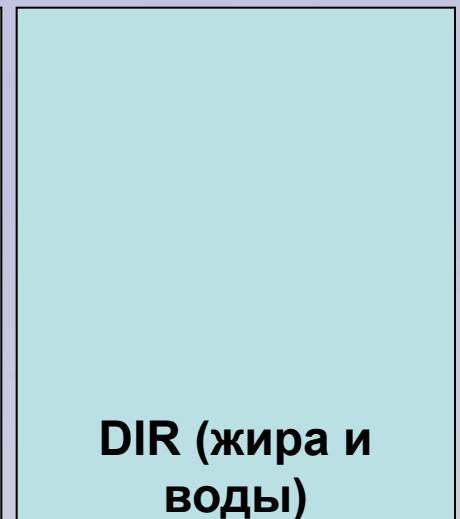
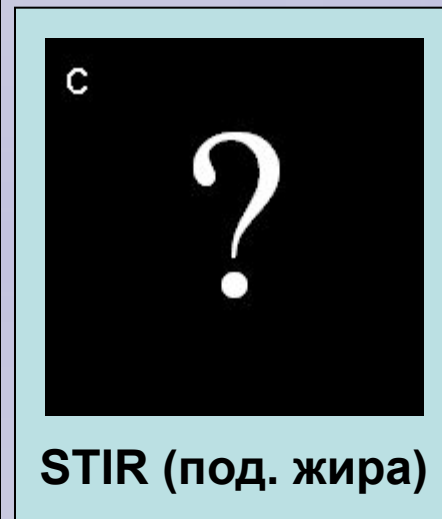
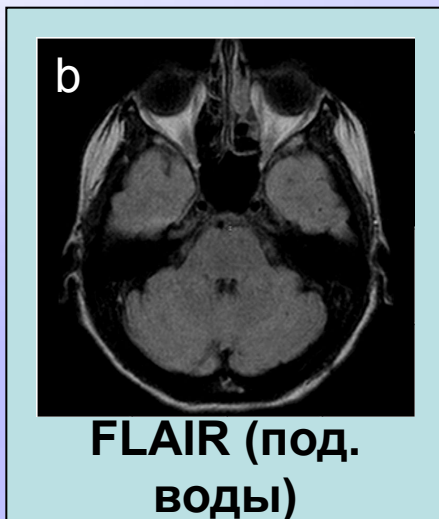
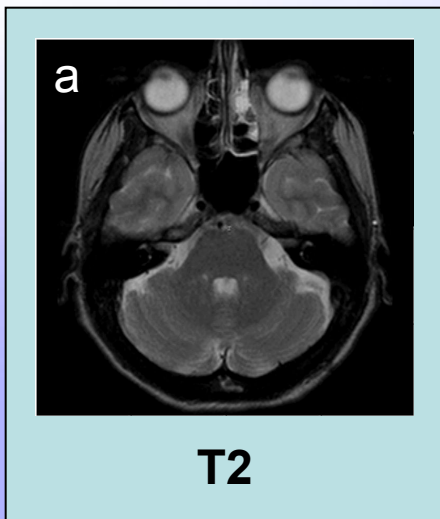


Стандартное сканирование

Операция вычитания





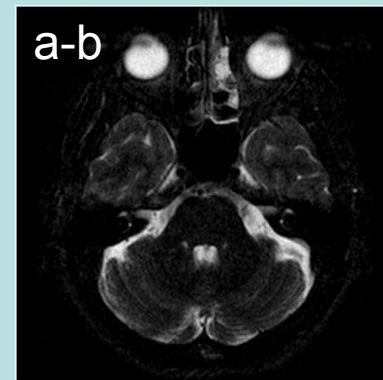


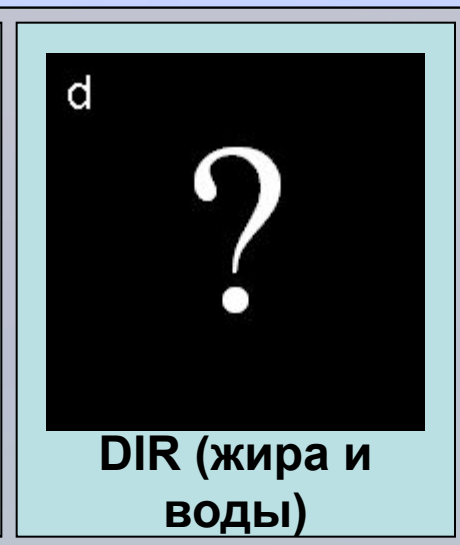
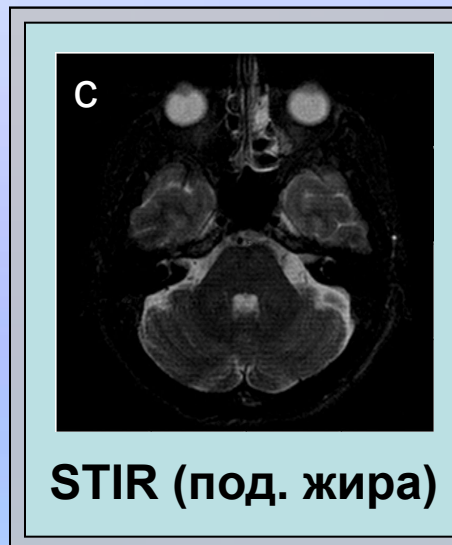
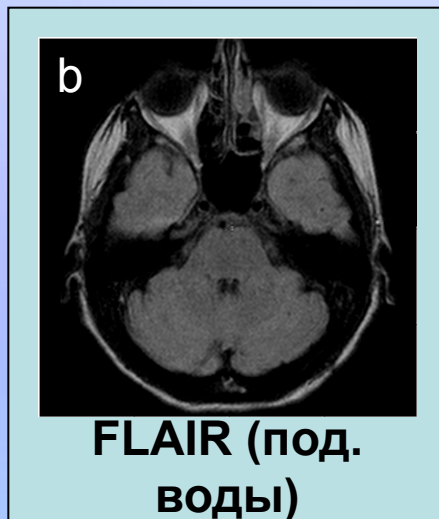
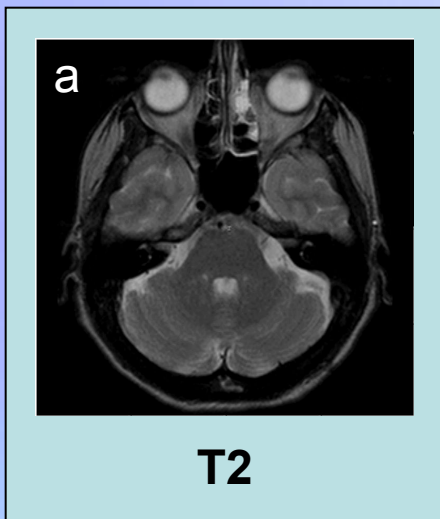
Два варианта:



Стандартное сканирование

Операция вычитания





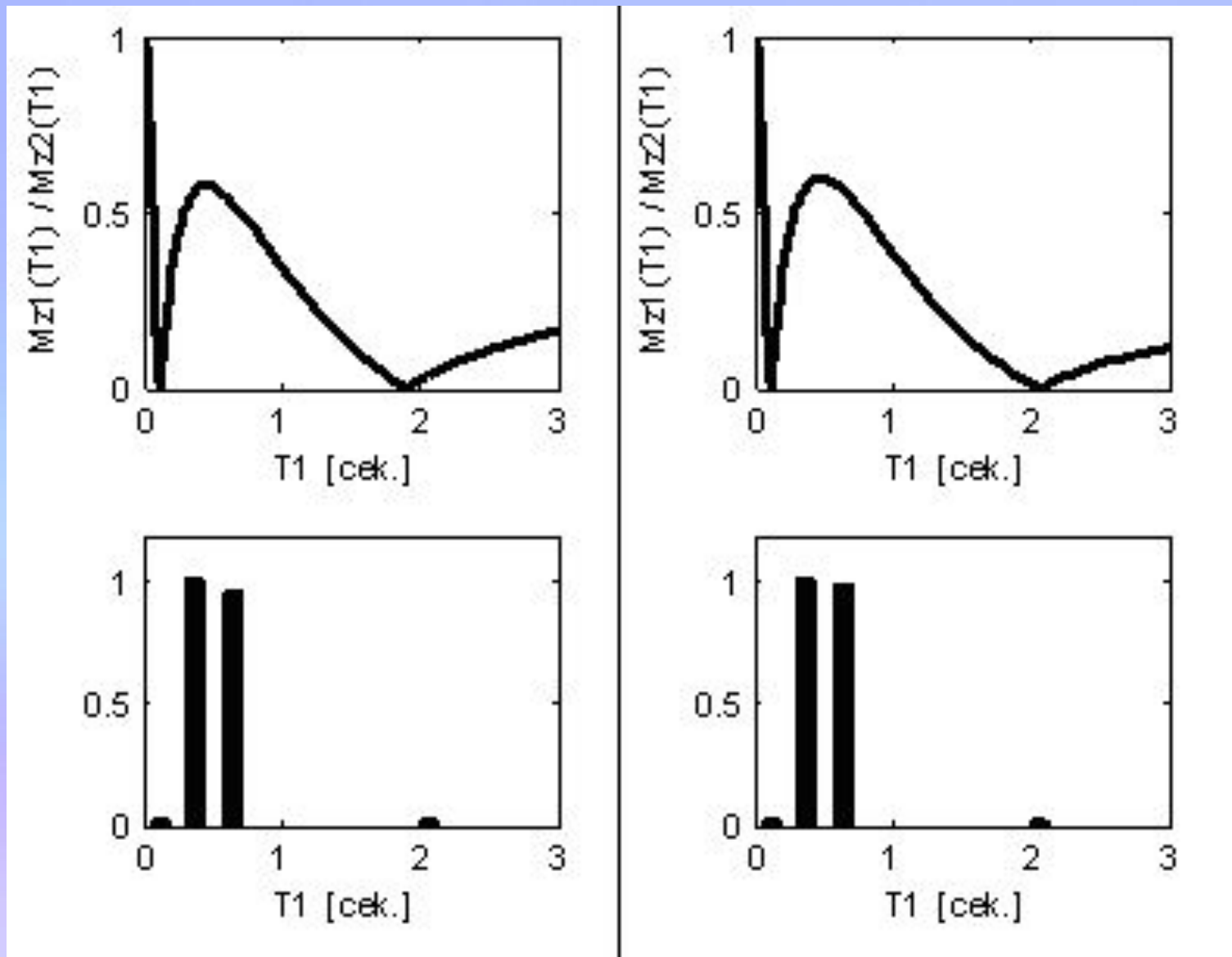
Два варианта:

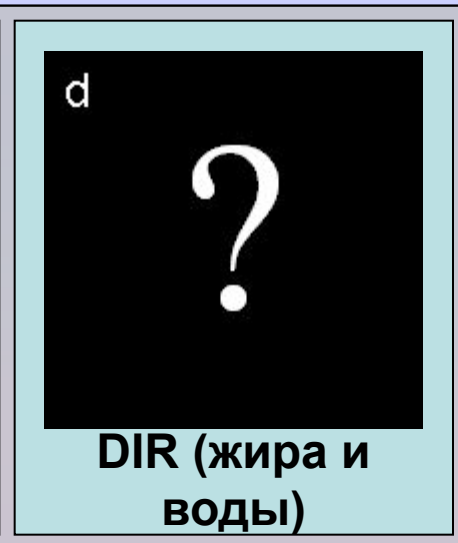
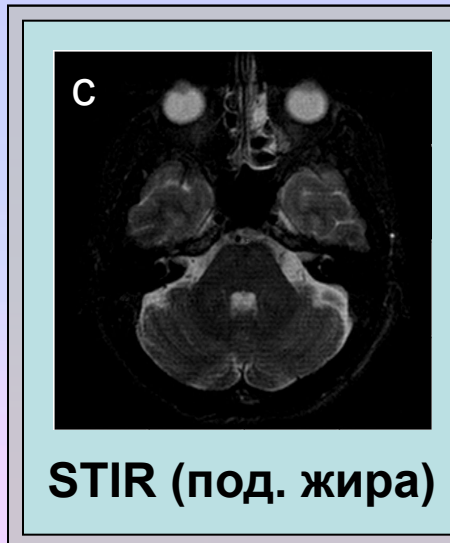
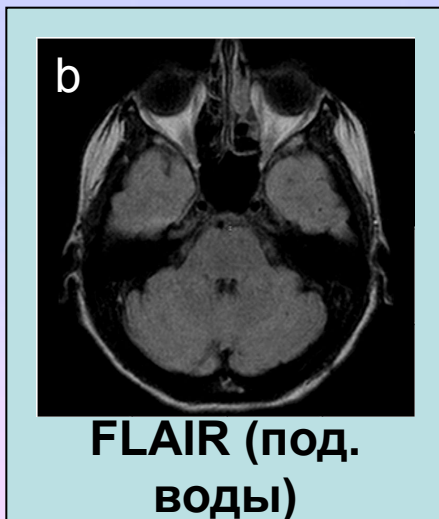
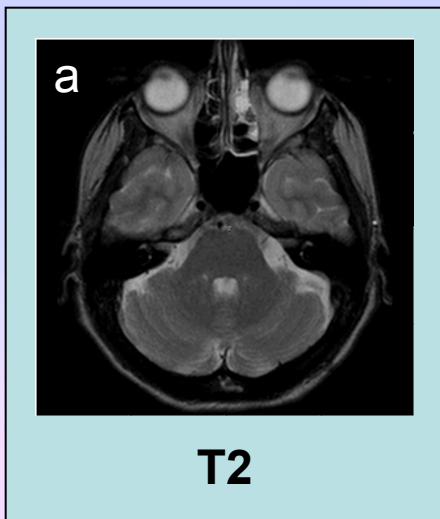
d

Стандартное сканирование

Операция умножения

b x c





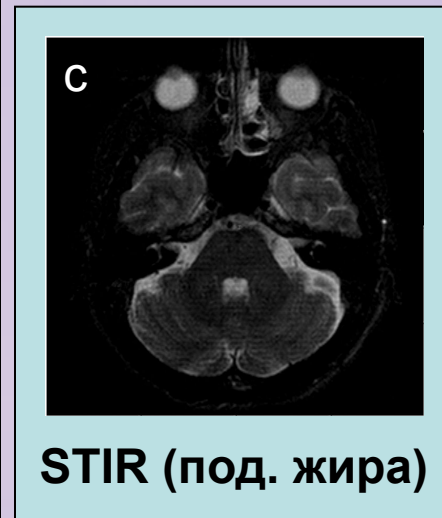
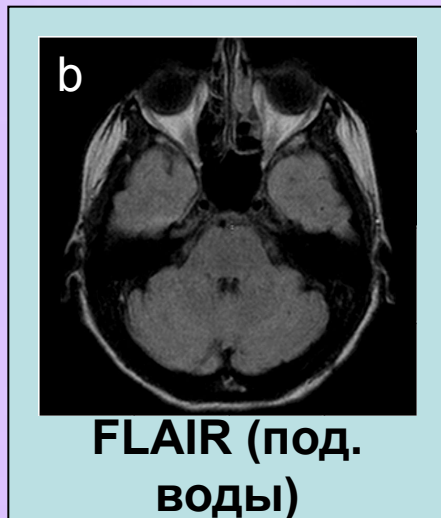
Два варианта:

d

Стандартное сканирование

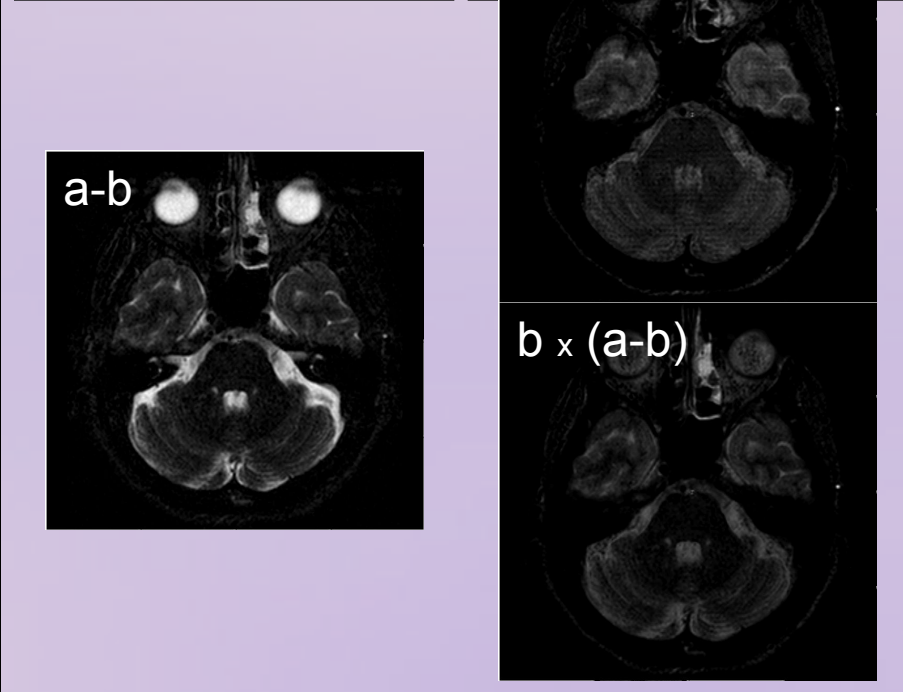
Операция умножения

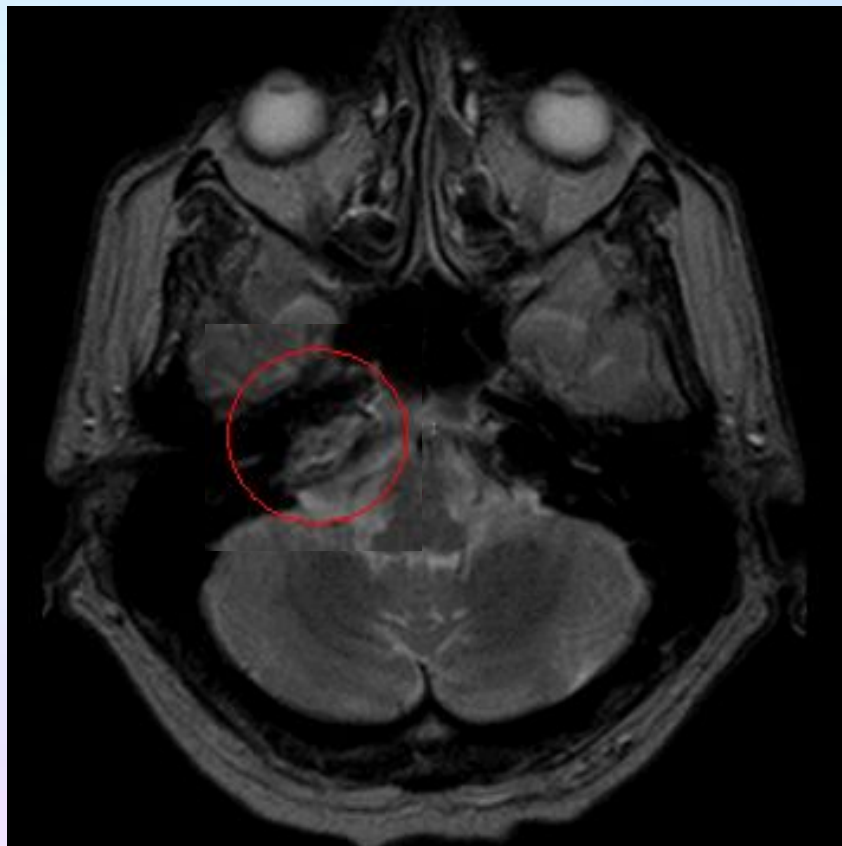
b x c



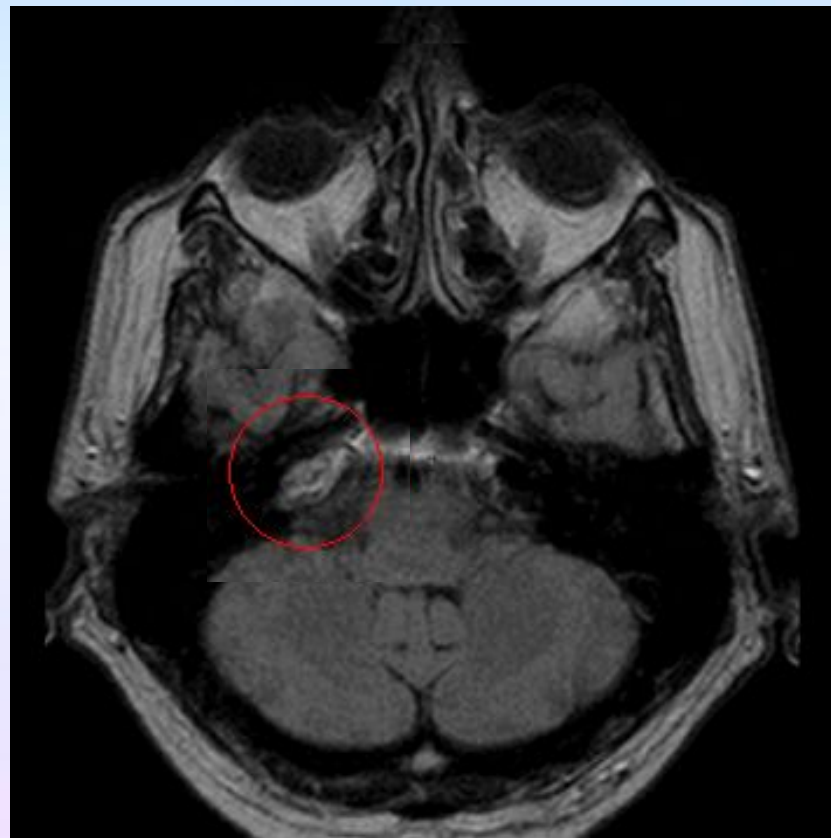
Эмуляция режимов:

$c = a - b$
$d = b \times c$
$d = b \times (a - b)$

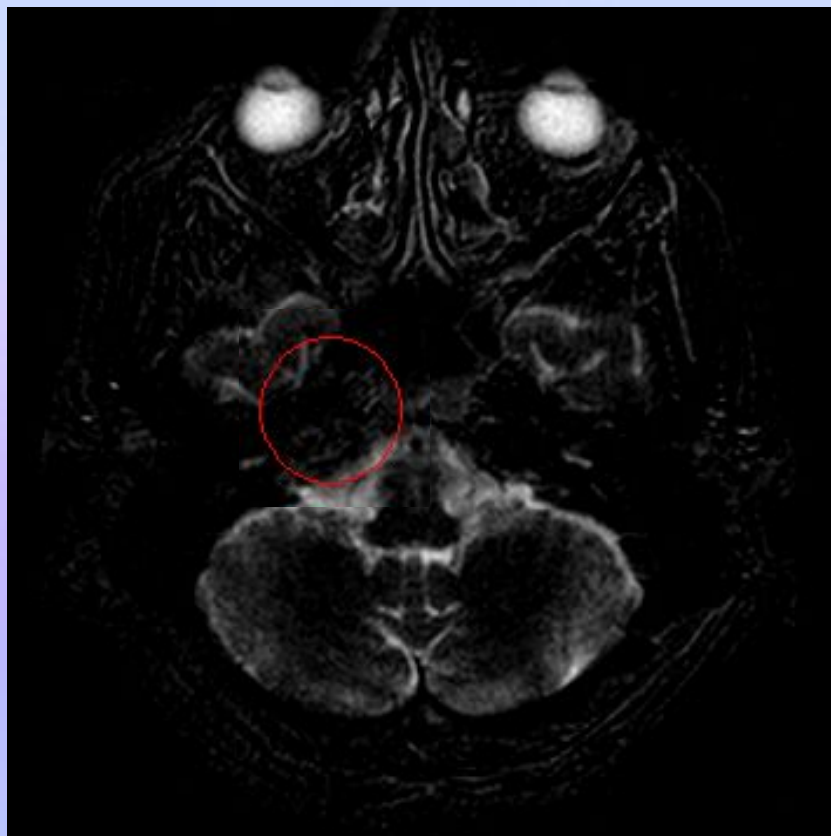




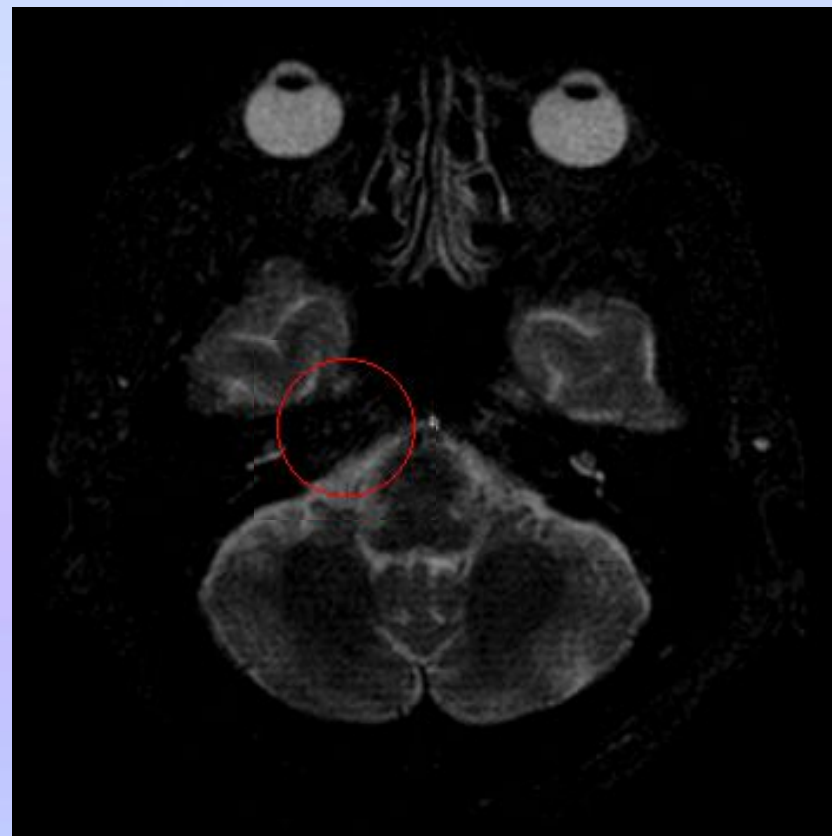
T2



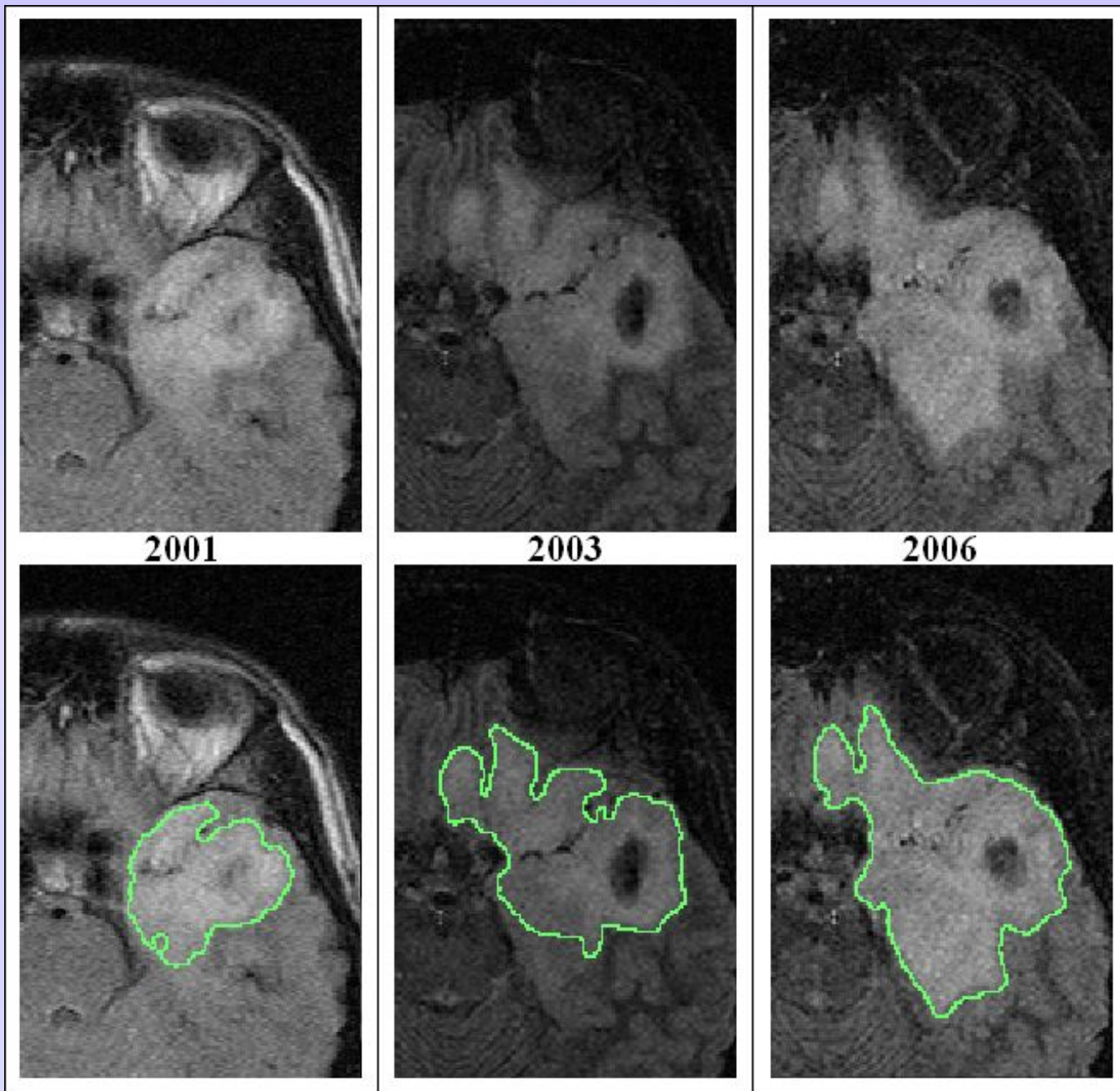
FLAIR (TI=1300 ms)



«T2» - «FLAIR»
(Эмуляция STIR)



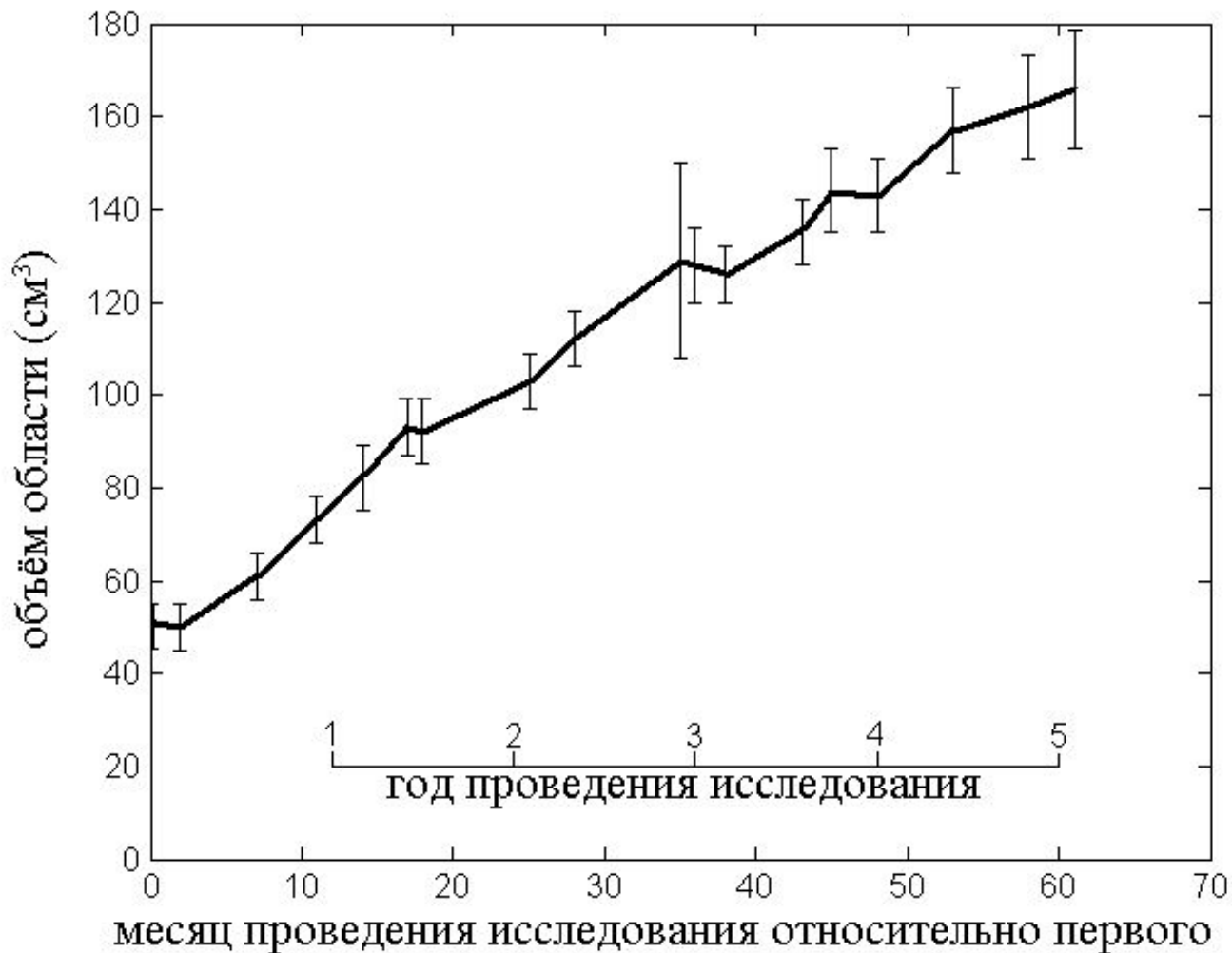
STIR
(Истинный STIR)



Результат эксперимента сегментации.

№	Дата проведения исследования	Месяц и год проведения исследования относительно первого	Объём области и среднеквадратичное отклонение ($см^3$)
1.	18.06.2001	1	51 ±6
2.	27.09.2001	3	50 ±5
3.	31.01.2002	8	61 ±5
4.	16.05.2002	12	73 ±5
5.	01.08.2002	15	82 ±7
6.	29.11.2002	18	93 ±6
7.	18.12.2002	19	92 ±7
8.	11.07.2003	26	103 ±6
9.	15.10.2003	29	112 ±6
10.	11.05.2004	36	129 ±21
11.	11.06.2004	37	128 ±8
12.	05.08.2004	39	126 ±6
13.	24.01.2005	44	135 ±7
14.	23.03.2005	46	144 ±9
15.	22.06.2005	49	143 ±8
16.	11.11.2005	54	157 ±9
17.	06.04.2006	59	162 ±11
18.	17.07.2006	62	166 ±13

График зависимости рассчитанного объёма злокачественно образования от времени исследования



Результаты проделанной работы сводятся к следующему:

1) Разработан новый метод обработки данных МРТ путём алгебраических операций с МРТ-изображениями, полученных при разных режимах сканирования. Метод сводится к получению новых изображений, представляющих собой эмуляцию особых режимов сканирования, включая режимы с подавлением сигналов от нормальной ткани.

2) Для теоретического обоснования метода проведен расчёт величин сигналов для исходных и эмулированных режимов сканирования.

Результаты проделанной работы сводятся к следующему:

4) Проведено сопоставление расчетных и экспериментально данных, благодаря чему выявлена корреляция между изменениями контраста на изображениях, полученных при разных режимах сканирования, проведенных для одной и той же зоны сканирования и одинаковой схемы регистрации МРТ-сигналов. Показана возможность использования эмулированных изображений в диагностических исследованиях.

3) Для экспериментального обоснования метода проведены алгебраические операции с МРТ-изображениями и дана оценка тканевого контраста на исходных и эмулированных МРТ-изображениях.

Результаты проделанной работы сводятся к следующему:

5) Разработан оригинальный алгоритм автоматической сегментации для обработки МРТ-изображений, полученных с подавлением сигналов от нормальных тканей, который обладает широкими возможностями для подбора параметров сегментации, что позволяет его использовать в условиях слабого контраста и малого соотношения сигнал/шум.

6) Проведён расчёт динамики роста зоны поражения при астроцитоме за пятилетний период. Для расчета использованы изображения, полученные с подавлением сигналов от нормальной ткани. Для объемной обработки данных применён оригинальный алгоритм сегментации и разработанная в рамках задач данной дипломной работы методика коррекции артефактов.

Результаты проделанной работы сводятся к следующему:

7) Разработан пакет программ для обработки МРТ-данных, который позволяет проводить следующие операции:

а) ~~суммирование и вычитание объёма последующей~~

с

б)

в)

д

г)

д)

~~преобразования) объектов МРТ-данных (в~~

пространства);

е) пакетные операции по интерполяции МРТ данных и конвертации изображений из специализированного в форматы, приемлемые для широкого круга пользователей персональных компьютеров.

К 250-летию Московского университета

Московский государственный университет
имени М. В. Ломоносова
ЦЕНТР МАГНИТНОЙ ТОМОГРАФИИ И СПЕКТРОСКОПИИ

Н.В. Антеев, Ю.А. Широков, Л.В. Губский, В.В. Гилдун

**УПРАВЛЕНИЕ КОНТРАСТОМ
И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ
В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ
ТОМОГРАФИИ**

Под редакцией
проф. Ю.А. Широкова

Москва
Физический факультет МГУ им. М.В. Ломоносова
2005

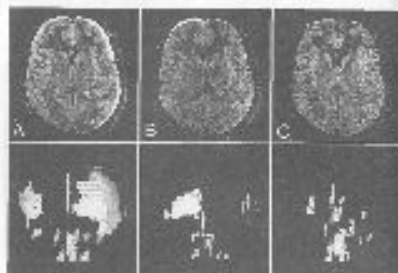


Рис. 3. А) Исходный Т2-взвешенный снимок; Б) исходный Т1-взвешенный снимок; В) исходный Т1-взвешенный снимок с контрастом; Г) маска сегментации; Д) исходный Т2-взвешенный снимок с маской; Е) исходный Т1-взвешенный снимок с маской; Ж) исходный Т1-взвешенный снимок с контрастом и маской

Контраст Т2Т1-взвешенный снимок, полученный в результате сканирования в режиме T2-T1, имеет вид, показанный на рис. 3В. Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10]. Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10]. Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10].

В результате обработки исходных снимков с маской, полученной в результате сканирования в режиме T2-T1, получены снимки, показанные на рис. 3Д-Ж.

Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10]. Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10].



Рис. 4. А) Исходный снимок; Б) исходный снимок с маской сегментации

4.3. Применение алгоритма сегментации для формирования маски сегментации

Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10]. Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10].



Рис. 5. А) Исходный снимок; Б) исходный снимок с маской сегментации; В) исходный снимок с маской сегментации

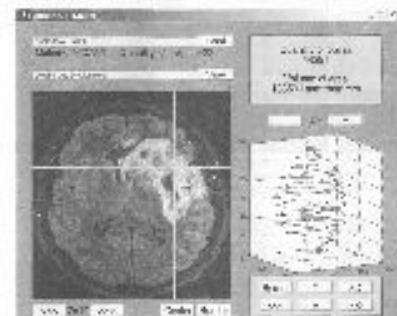


Рис. 6. Скриншот программы обработки данных МРТ-снимков

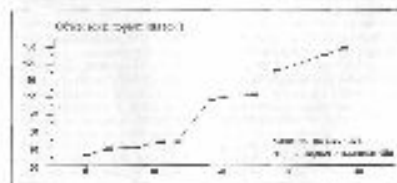


Рис. 7. Объем сегментированной области

Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10]. Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10].

4.4. Оценка качества сегментации

Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10]. Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10].

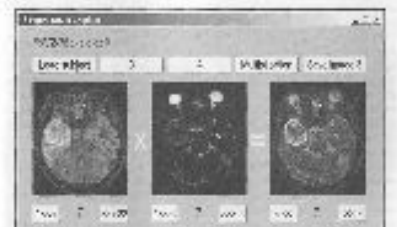


Рис. 8. Скриншот программы обработки данных МРТ-снимков

Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10]. Для формирования маски использовались алгоритмы, описанные в [10].