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

МР-томограф Tomikon S50. (0.5 Тесла)

Максимальный ток в катушке электромагнита - 260.64 Ампер.
Охлаждение с использованием жидкого гелия (T=37.3 K).
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

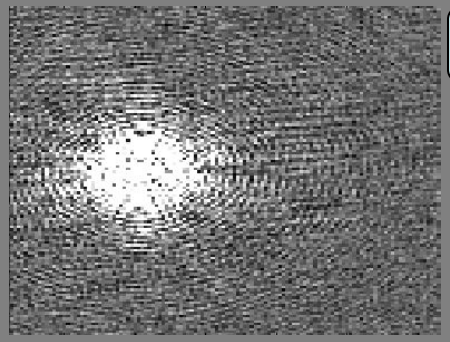
Провести обработку данных МРТ-исследований

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.

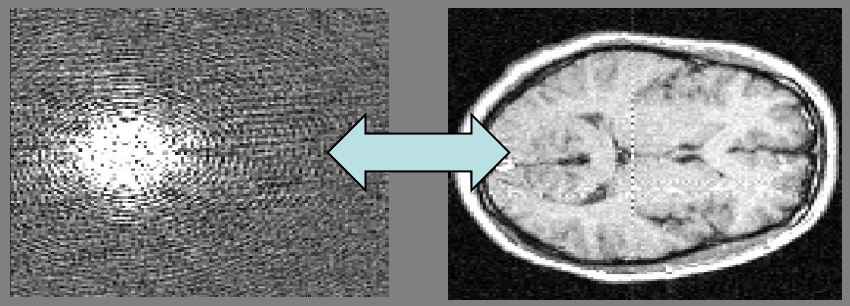
Постановка задачи

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 просмоторщик К-пространства (эксперименты по определению информативности К-пространства и математической корректировки К-пространства для создания алгоритмов устранения искажений изображений).

Постановка задачи

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).

Постановка задачи

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.

Постановка задачи

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.

Постановка задачи

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.

Постановка задачи

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

Параллельно с решением вышеперечисленных задач разрабатывалось

прикладное программное обеспечение для коррекции аппаратурных артефактов на МРТ-изображениях

Постановка задачи

Данное прикладное программное обеспечения должно конвертировать МРТ-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 МРТ-сигналов

Б) коррекции аппаратурных артефактов на МРТ-изображениях

В) обратная конвертация данных для работы в среде IRIX

тация
ий редактор
ского редактора
тация
Мат ские операции
Другие приложения

Параллельно с решением вышеперечисленных задач разрабатывалось

прикладное программное обеспечение для коррекции аппаратурных артефактов на МРТ-изображениях

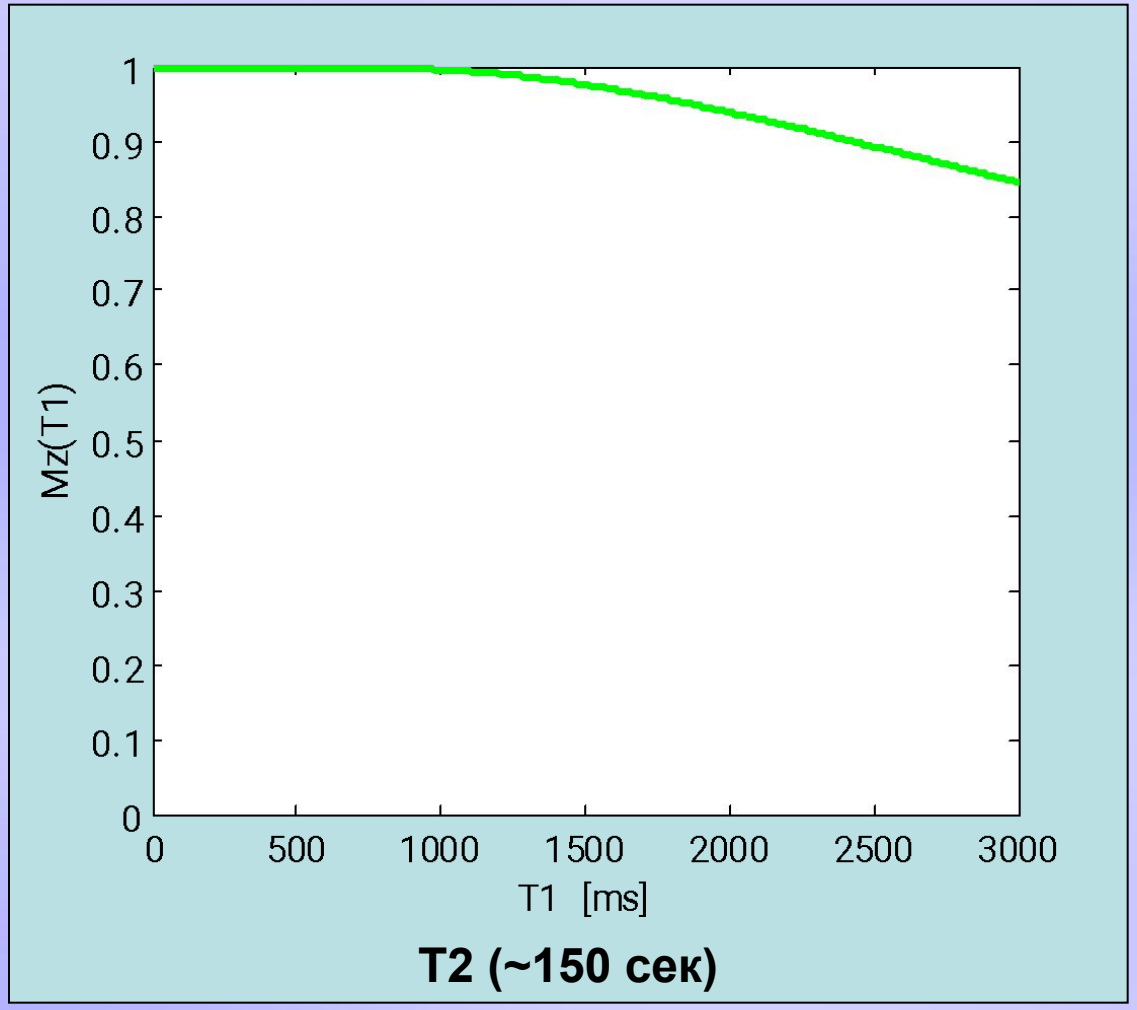
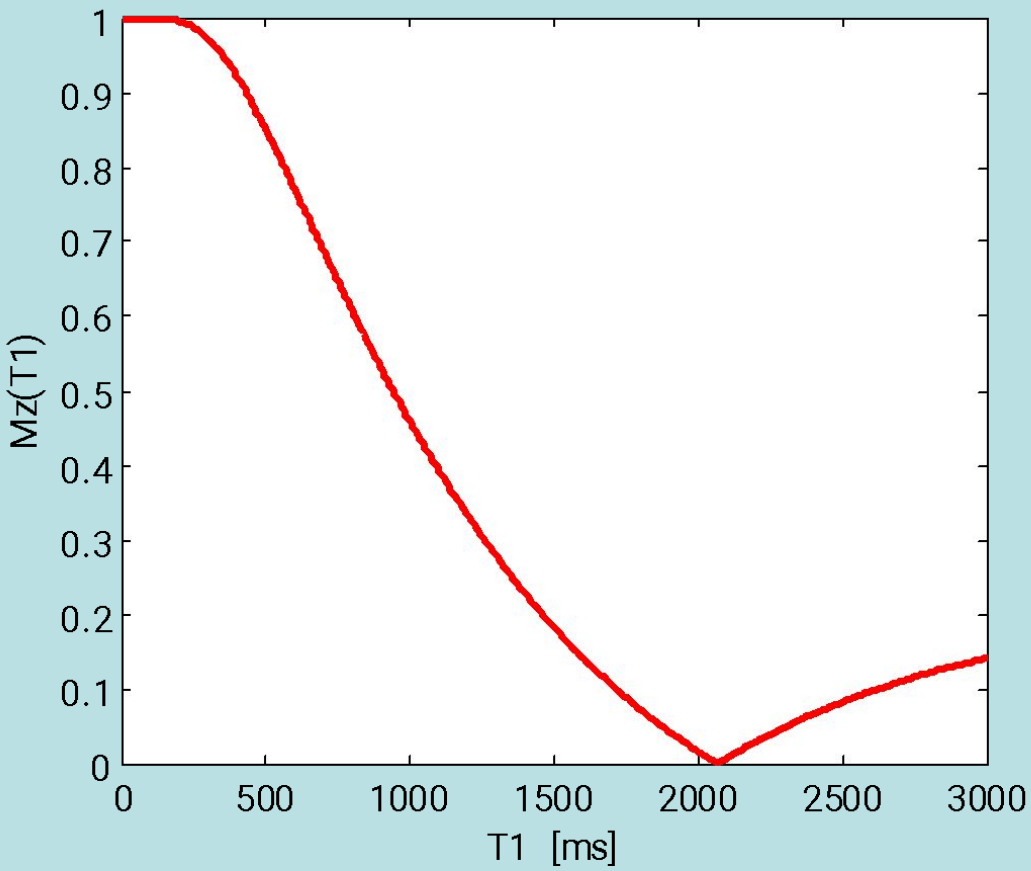


График зависимости максимально возможной интенсивности регистрации сигнала вещества от параметра T1: **Mz(T1)**

(параметр спин-решёточной релаксации)

T2 (T2 – взвешенного изображения)

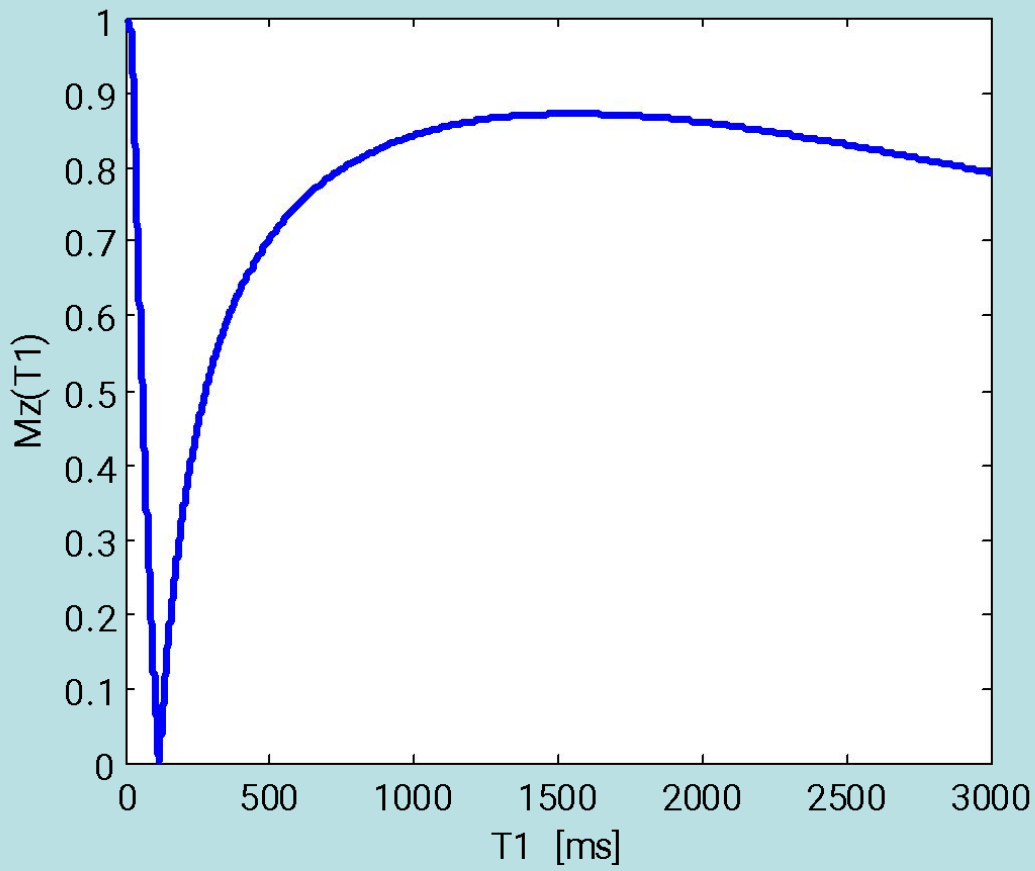


FLAIR(~210 сек)

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)

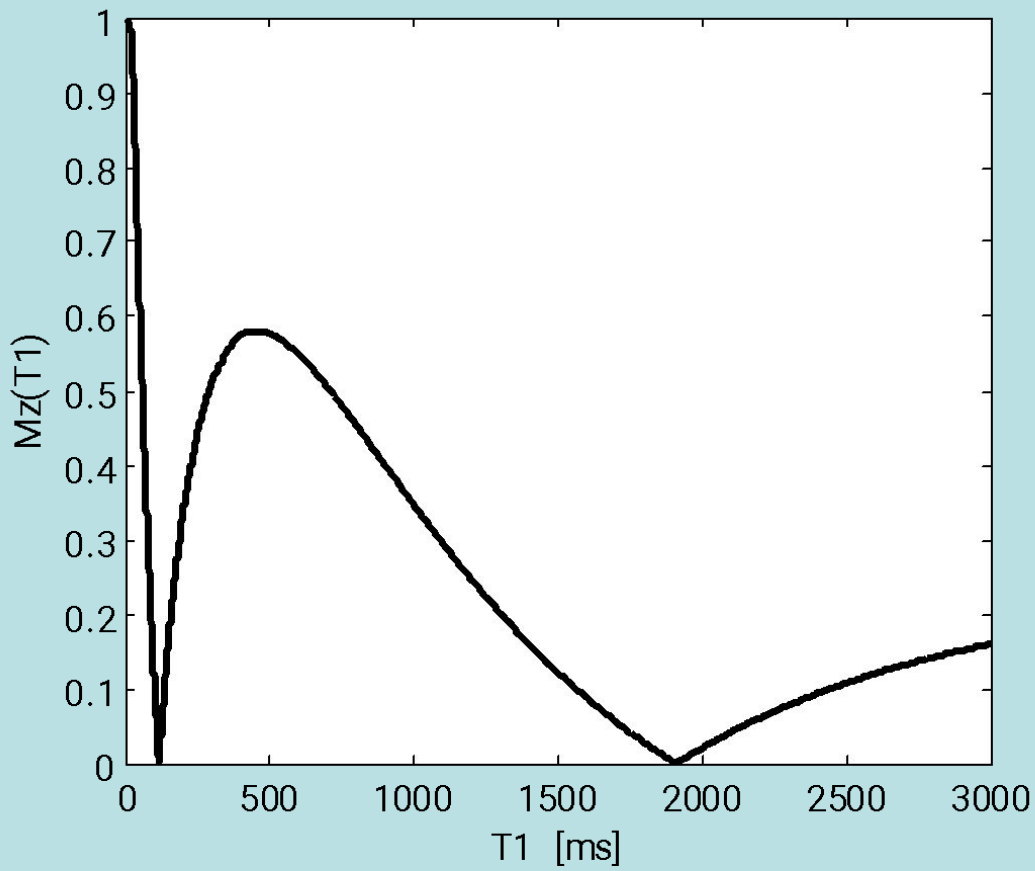


STIR (~210 сек)

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

(параметр спин-решёточной релаксации)

STIR (T2 – взвешенного изображения с подавлением свободной воды)



DIR (~330 сек)

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

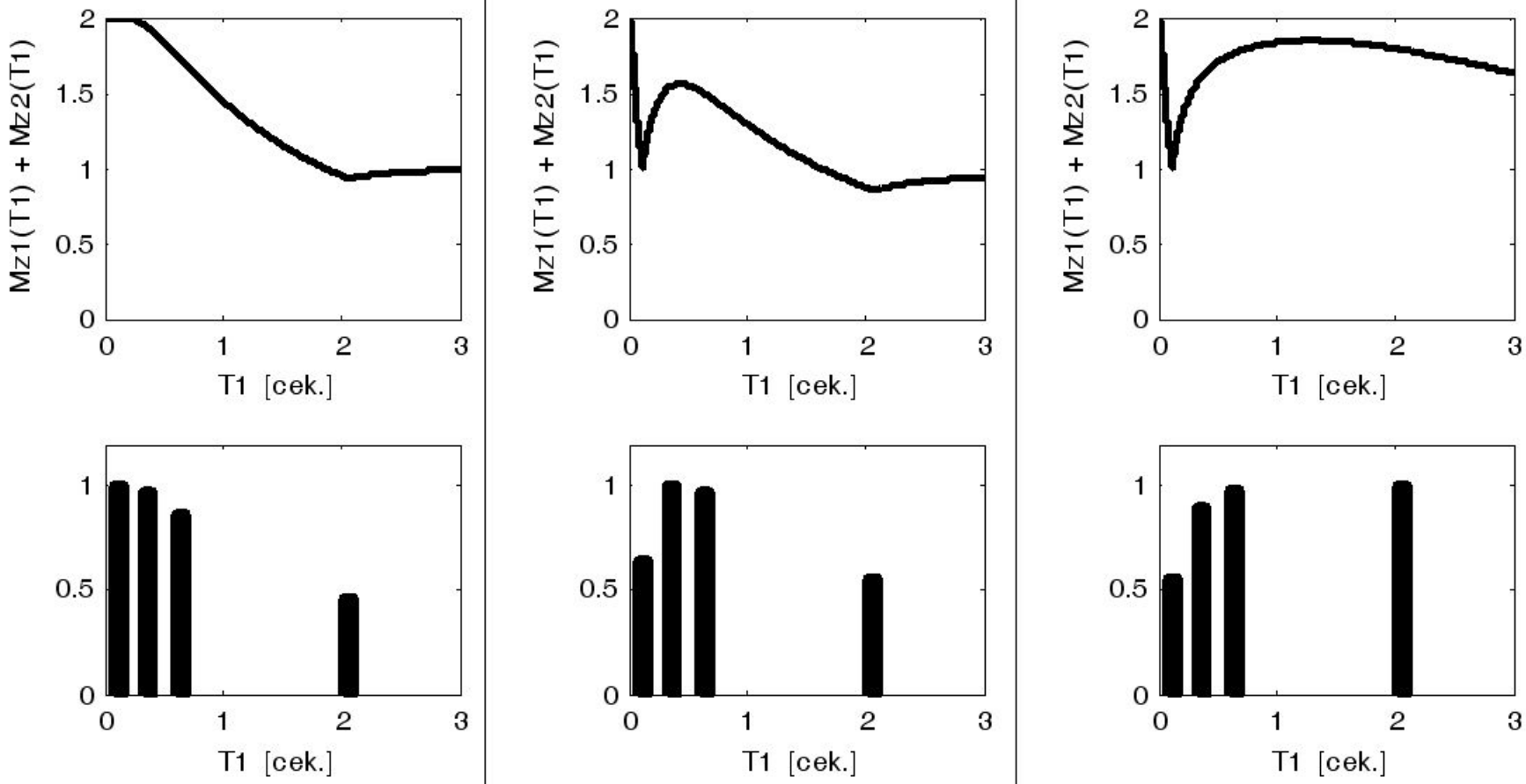
при значениях пар-в: TR/TIw /TIf = 5600 / 1300 / 80 ms .

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

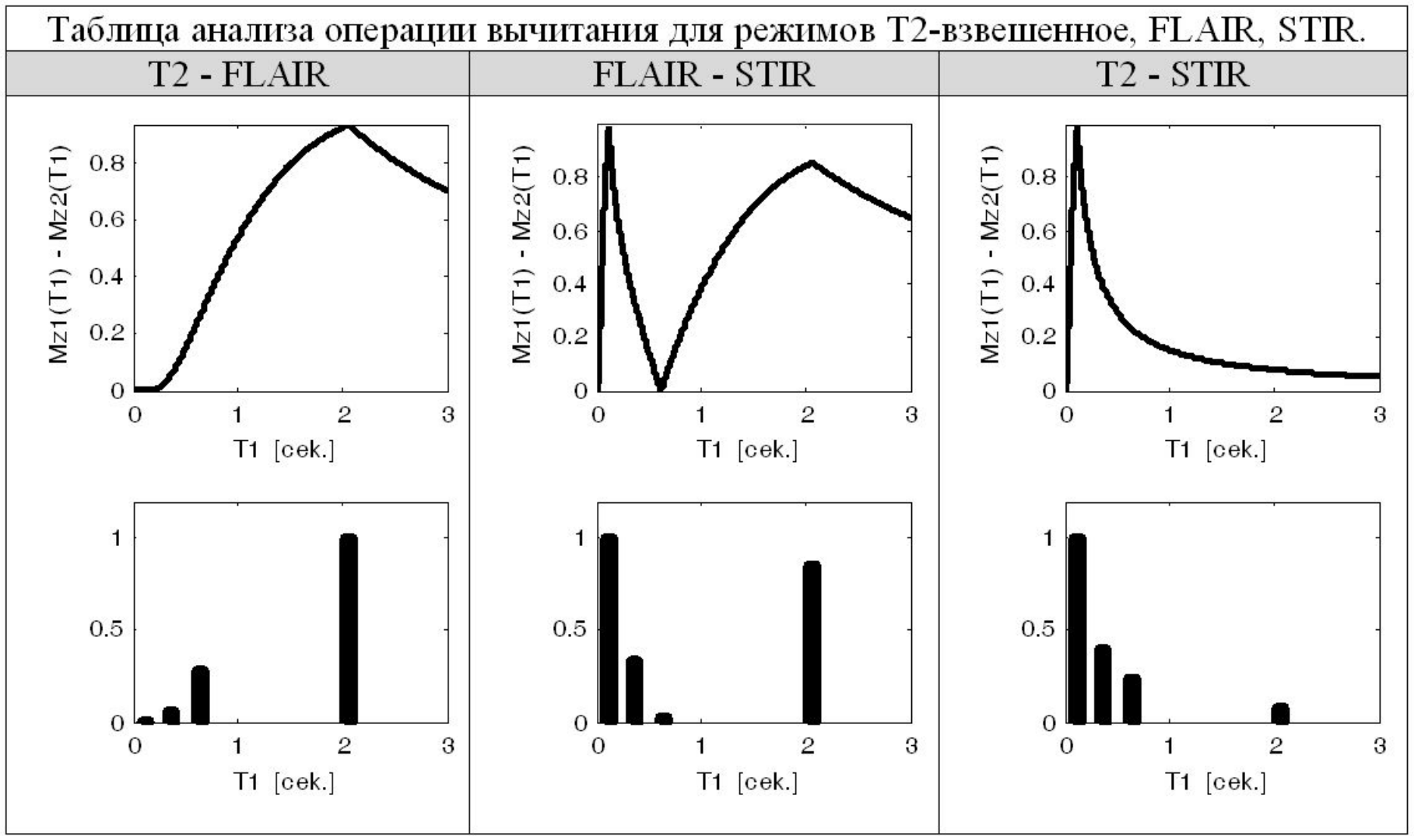
Практическая часть: математический анализ: МРТ-сигналов

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

T2+ FLAIR	FLAIR+ STIR	T2 + STIR



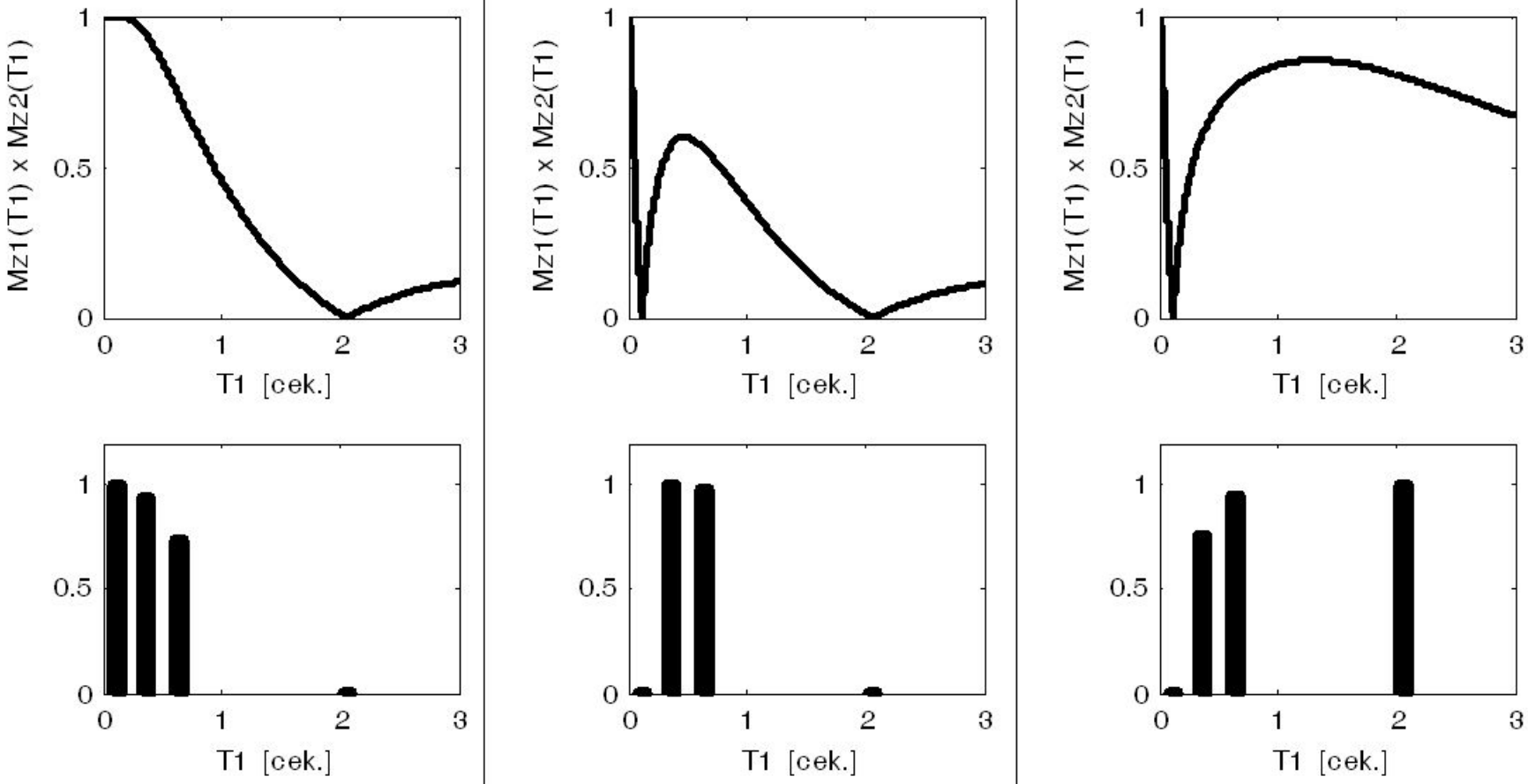
Практическая часть: математический анализ: МРТ-сигналов



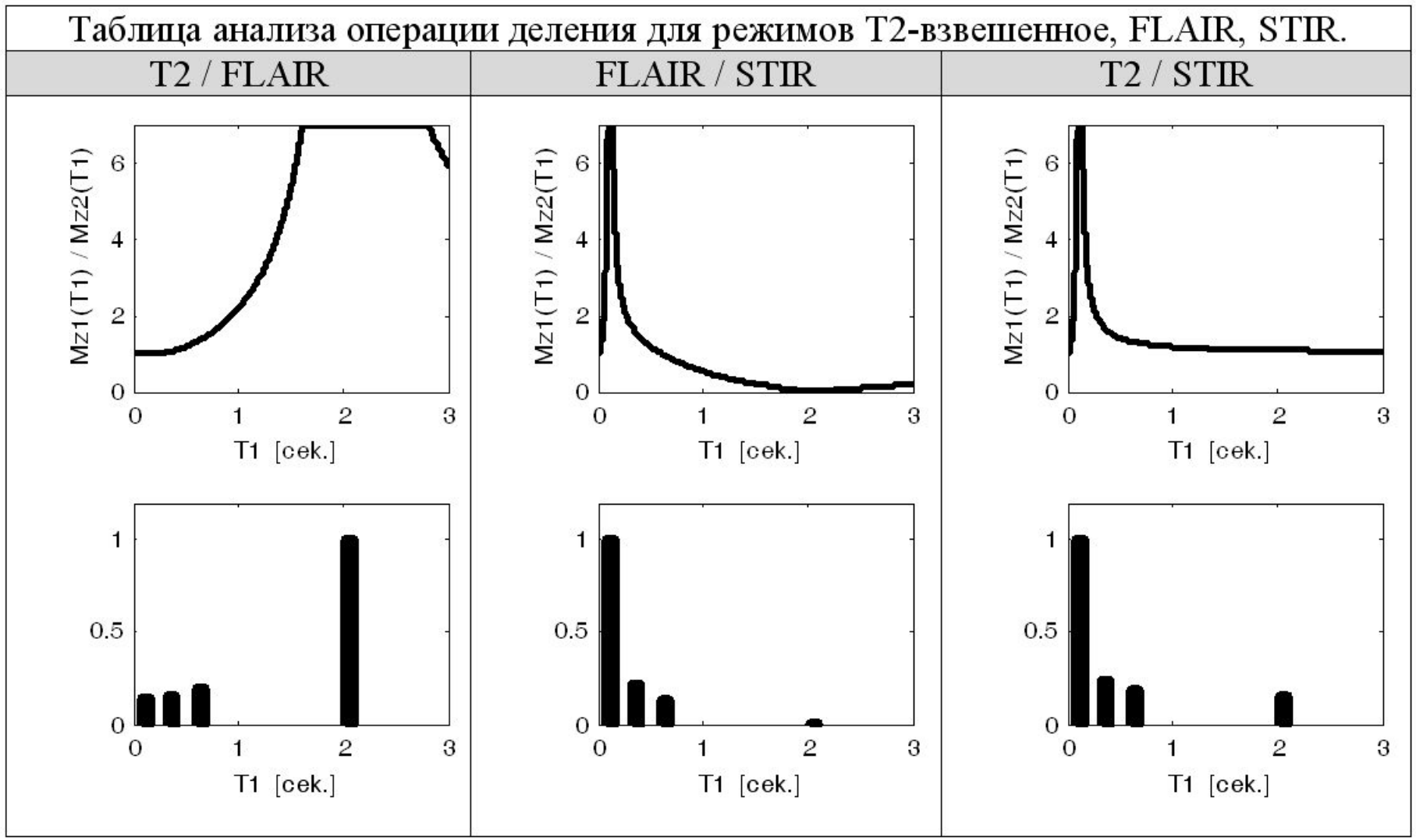
Практическая часть: математический анализ: МРТ-сигналов

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

T2 x FLAIR	FLAIR x STIR	T2 x STIR

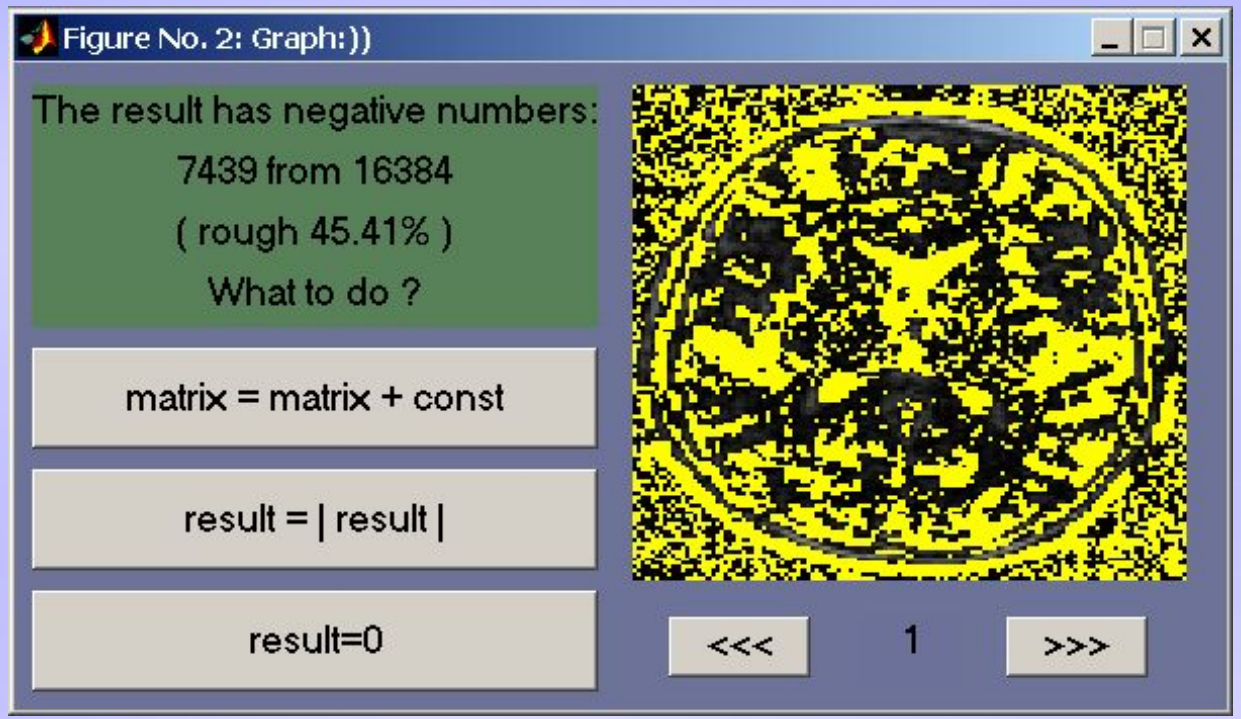


Практическая часть: математический анализ: МРТ-сигналов



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:

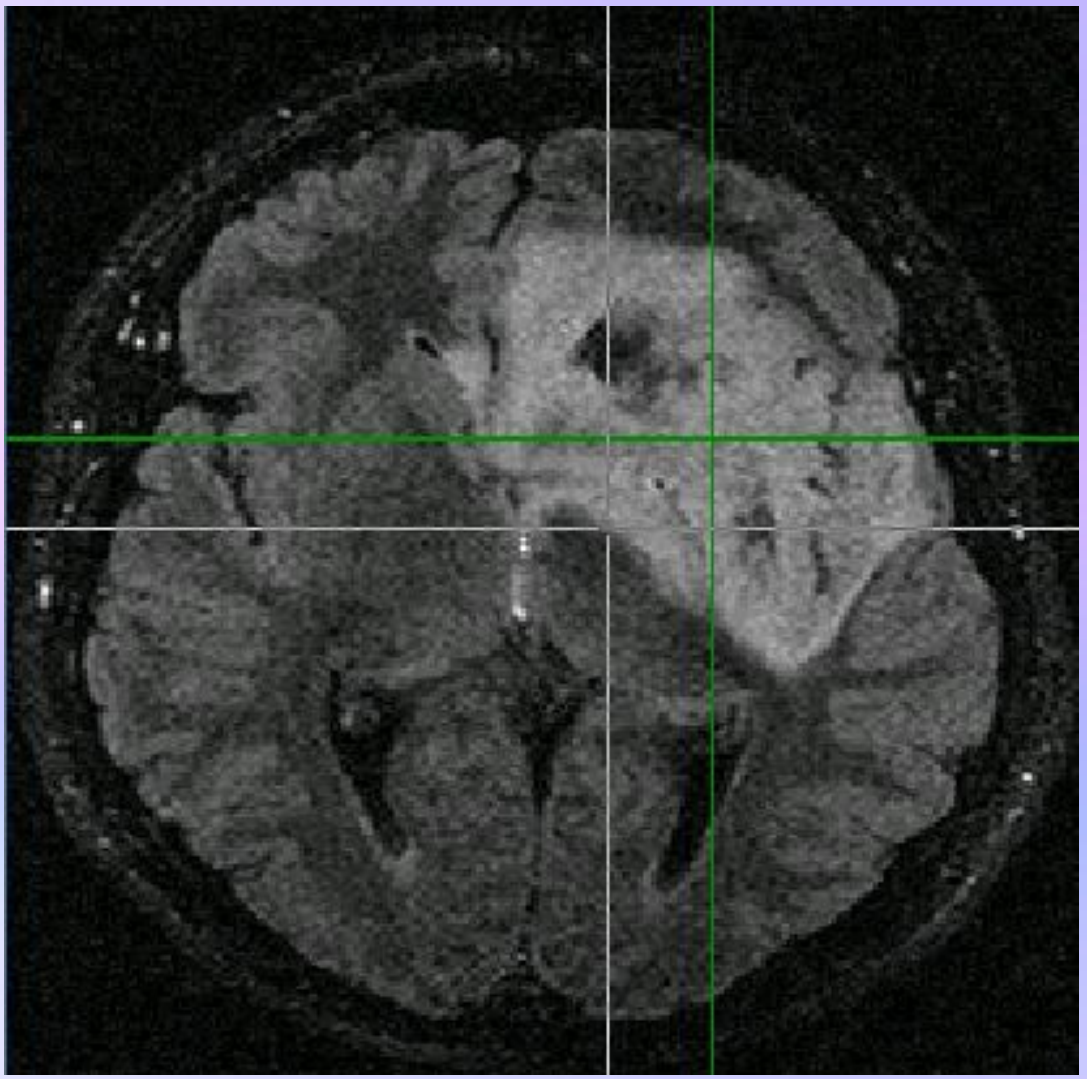
1) Анализ информативности сигнала отрицательных значений пикселей после операции на примере экспериментальных данных.

2) анализ контрастности изображения.

3) оценка возможности и целесообразности применения данной операции в медицинской диагностике.

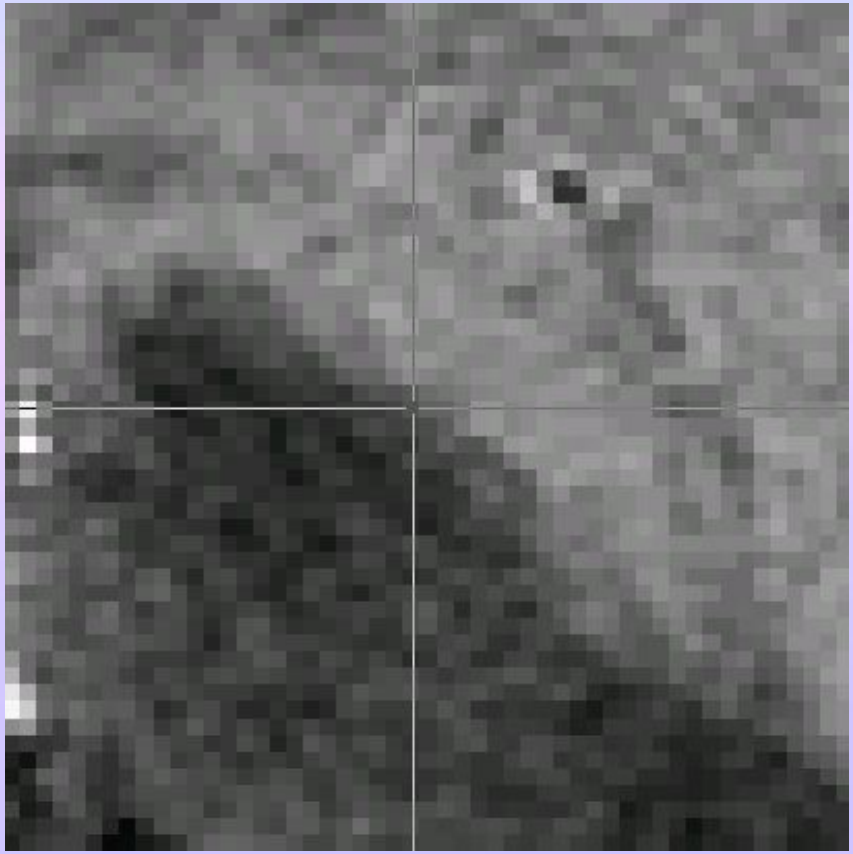
4) сравнение результатов с результатами стандартного исследования.

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

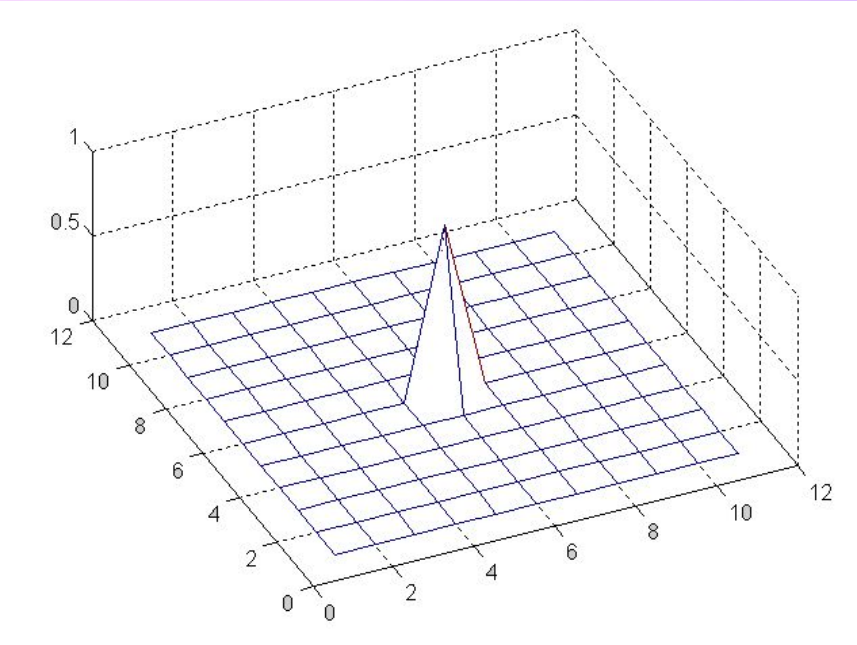
Для увеличения стабильности работы методики был дополнительно разработан алгоритм фильтрации сегментируемого изображения. Фильтр-матрица было подобрана с учётом следующих критерий:

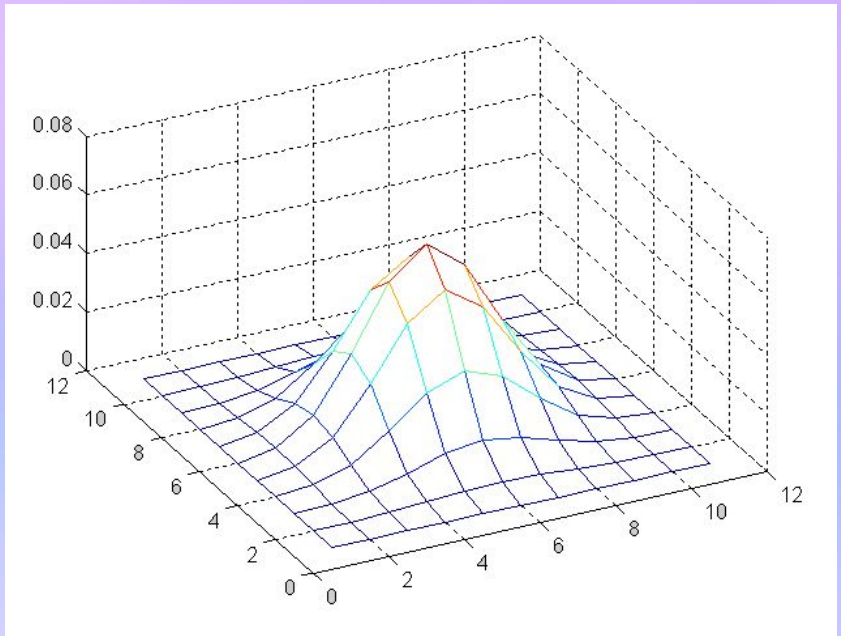
- *Стабильность работы основной программы.*
- *Быстродействие алгоритма.*
- *Сходимость алгоритма сегментации с данным фильтром.*

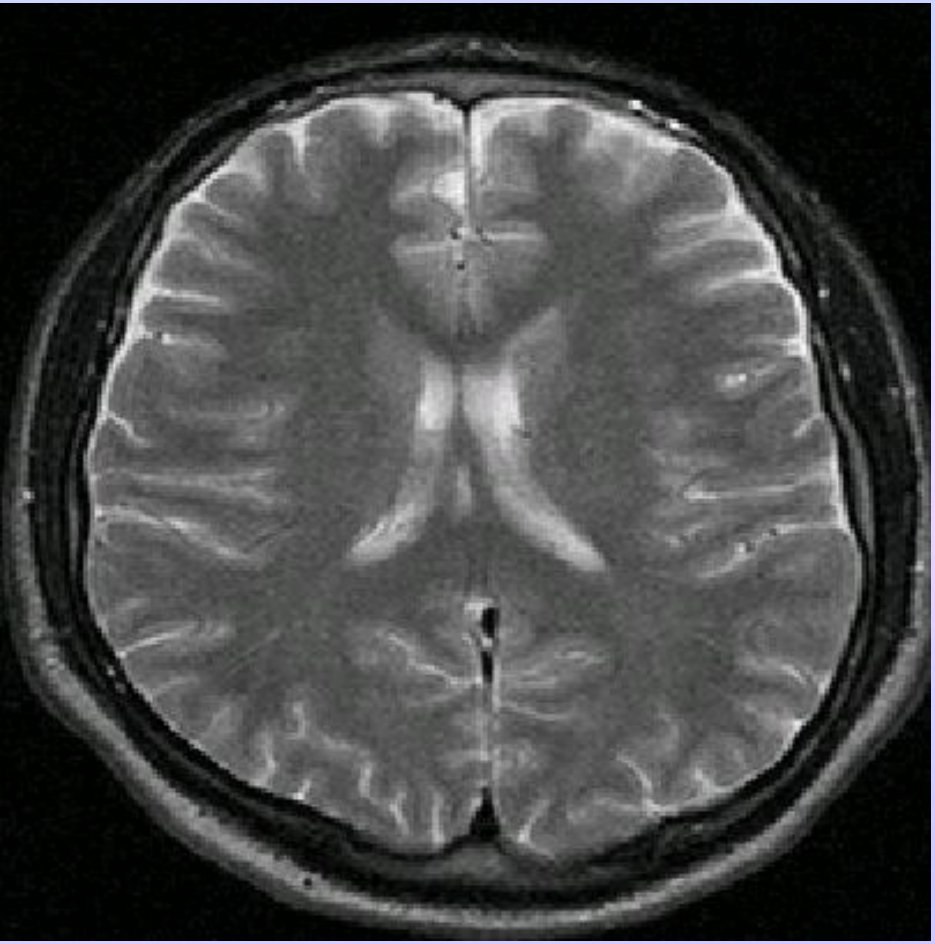
Фильтр

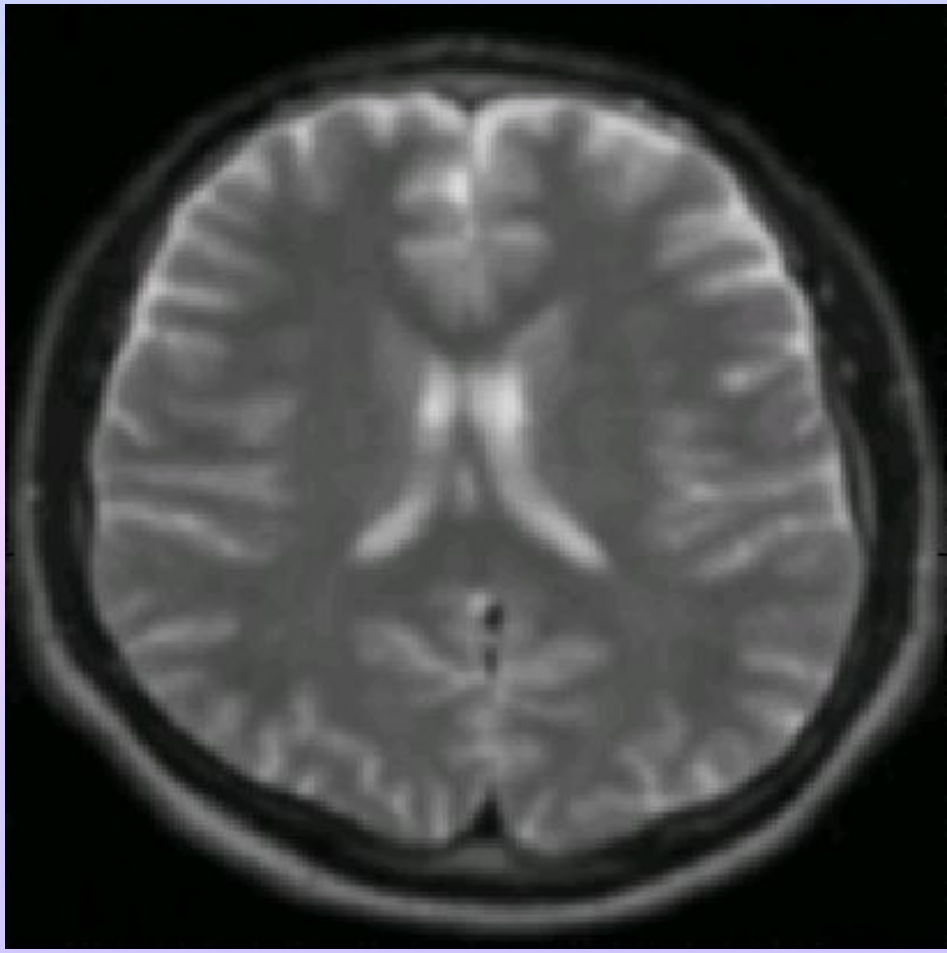
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0.0001	0.0004	0.0011	0.0020	0.0024	0.0020	0.0011	0.0004	0.0001	0
0	0.0004	0.0019	0.0051	0.0090	0.0108	0.0090	0.0051	0.0019	0.0004	0
0	0.0011	0.0051	0.0137	0.0240	0.0288	0.0240	0.0137	0.0051	0.0011	0
0	0.0020	0.0090	0.0240	0.0421	0.0505	0.0421	0.0240	0.0090	0.0020	0
0	0.0024	0.0108	0.0288	0.0505	0.0606	0.0505	0.0288	0.0108	0.0024	0
0	0.0020	0.0090	0.0240	0.0421	0.0505	0.0421	0.0240	0.0090	0.0020	0
0	0.0011	0.0051	0.0137	0.0240	0.0288	0.0240	0.0137	0.0051	0.0011	0
0	0.0004	0.0019	0.0051	0.0090	0.0108	0.0090	0.0051	0.0019	0.0004	0
0	0.0001	0.0004	0.0011	0.0020	0.0024	0.0020	0.0011	0.0004	0.0001	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	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

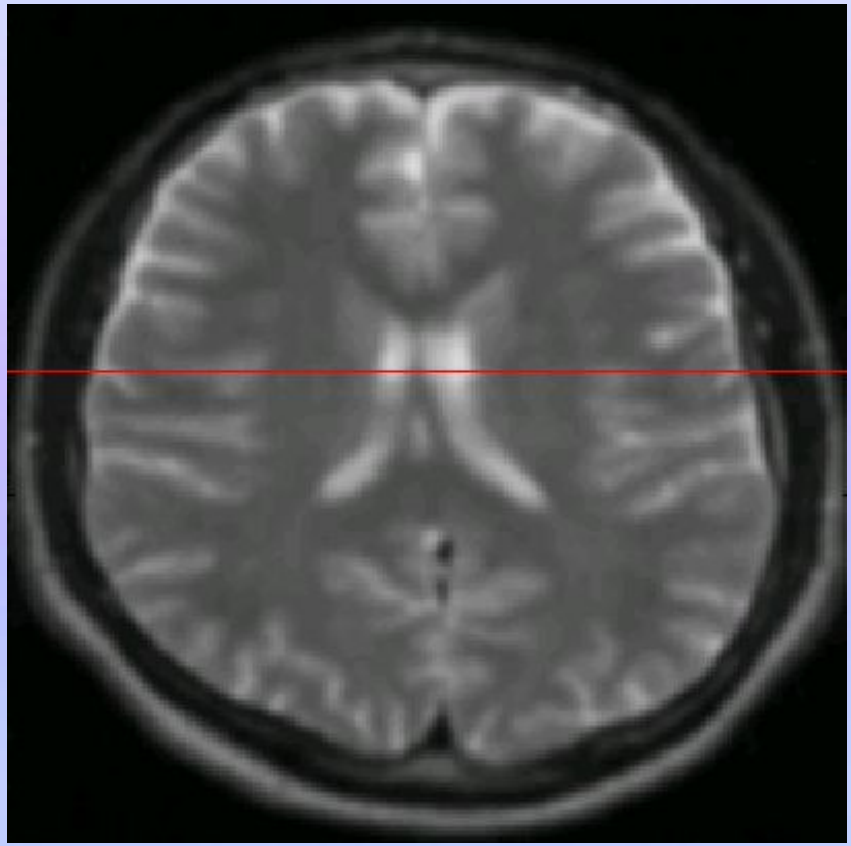


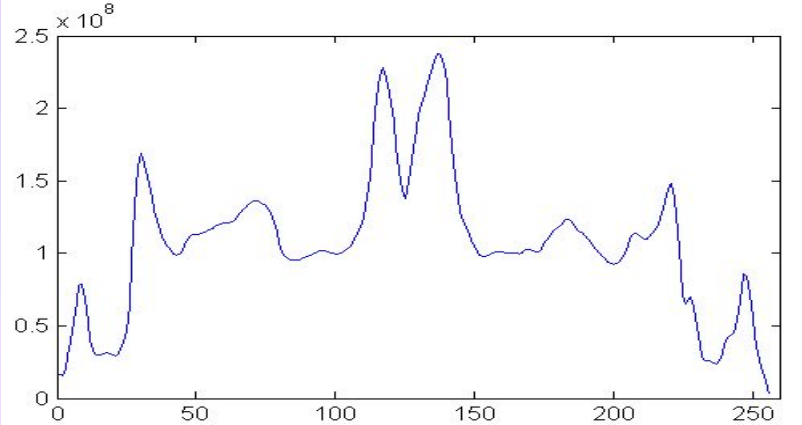


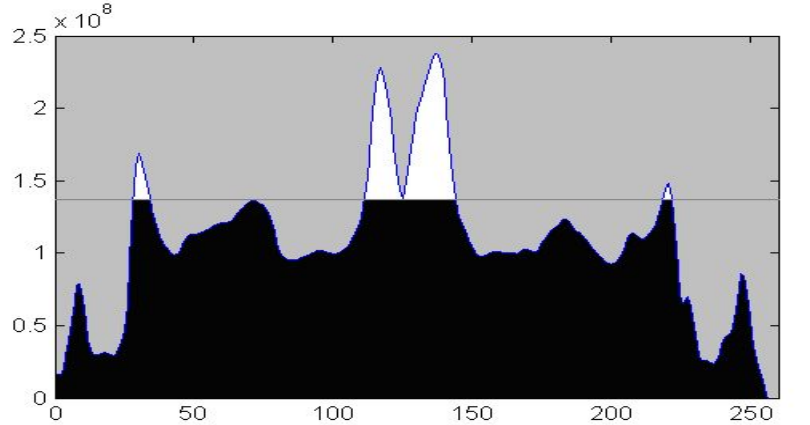


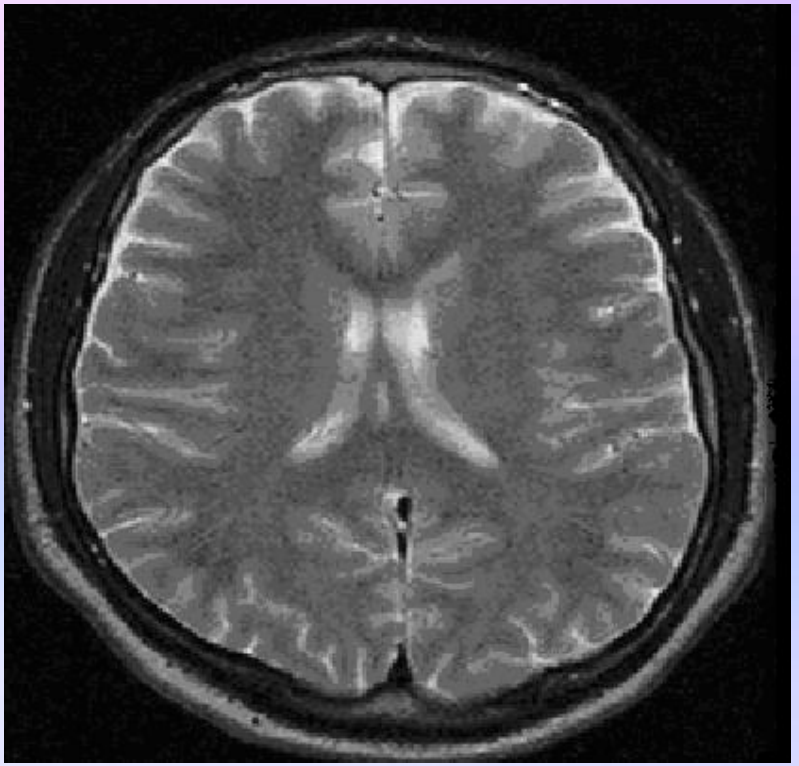


Критерий детектирования




x 10^8
2.5
2
1.5
1
0.5
0
0
50
100
150
200
250

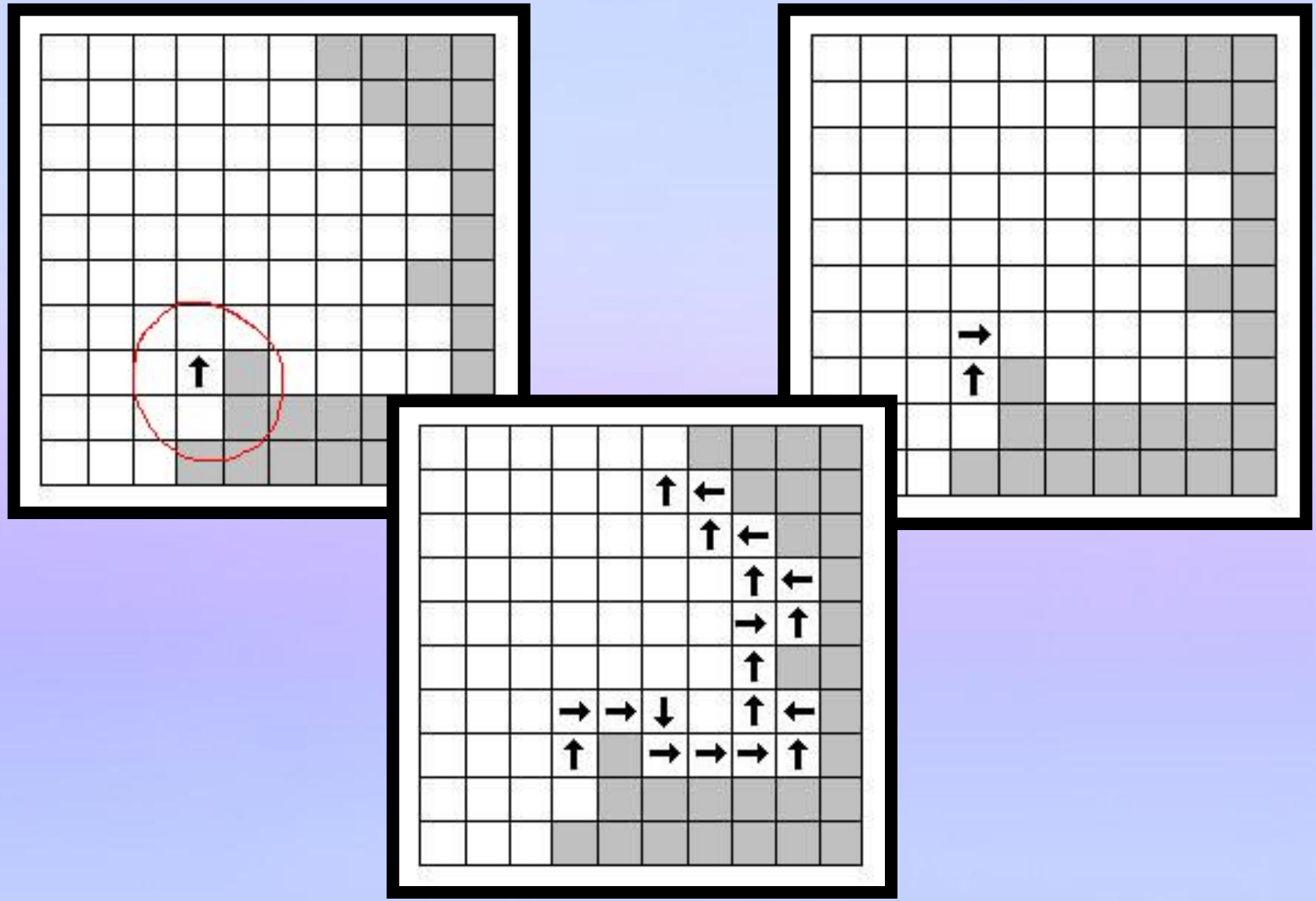

x 10^8
2.5
2
1.5
1
0.5
0
0
50
100
150
200
250

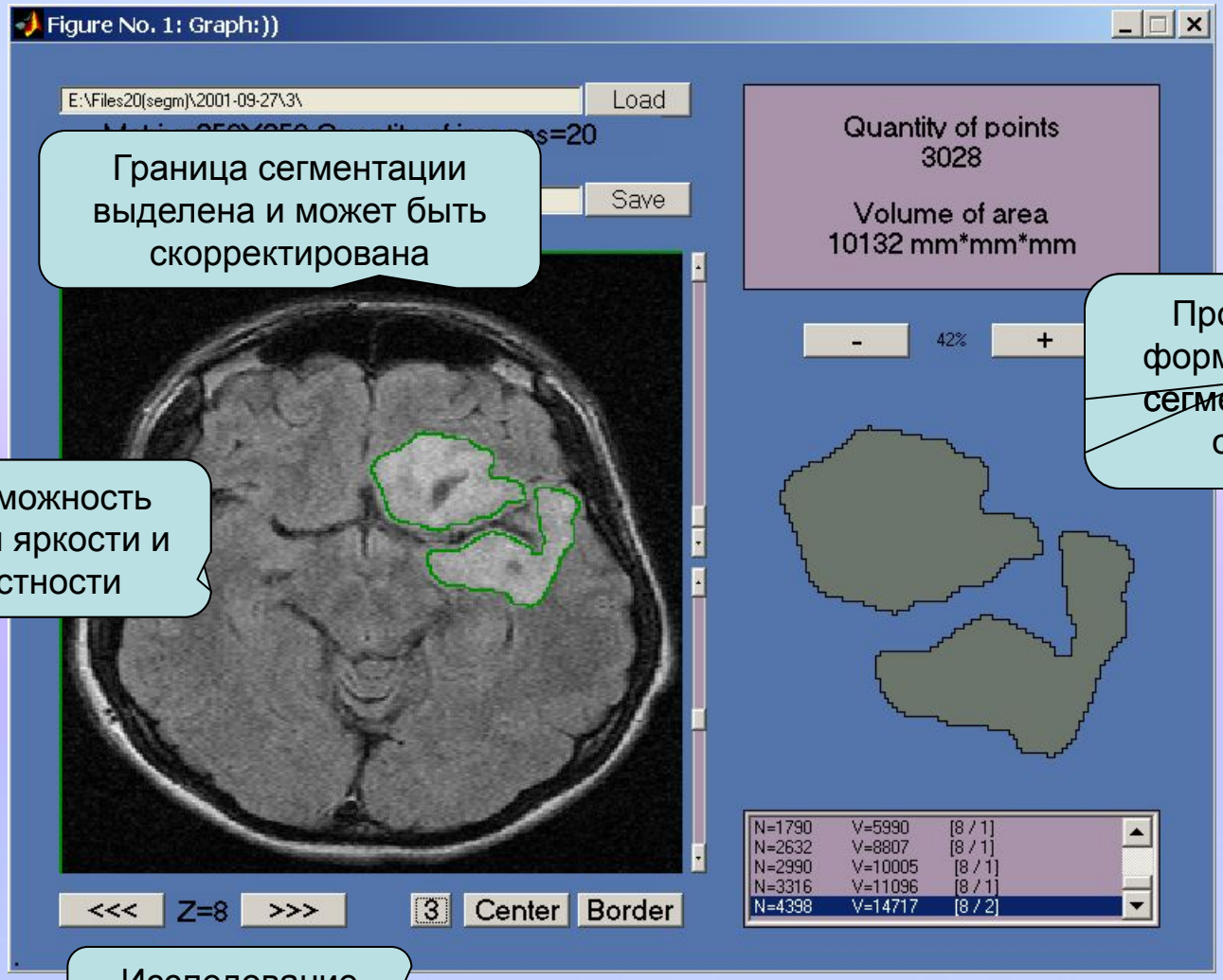


Определение границы указанной области

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).*



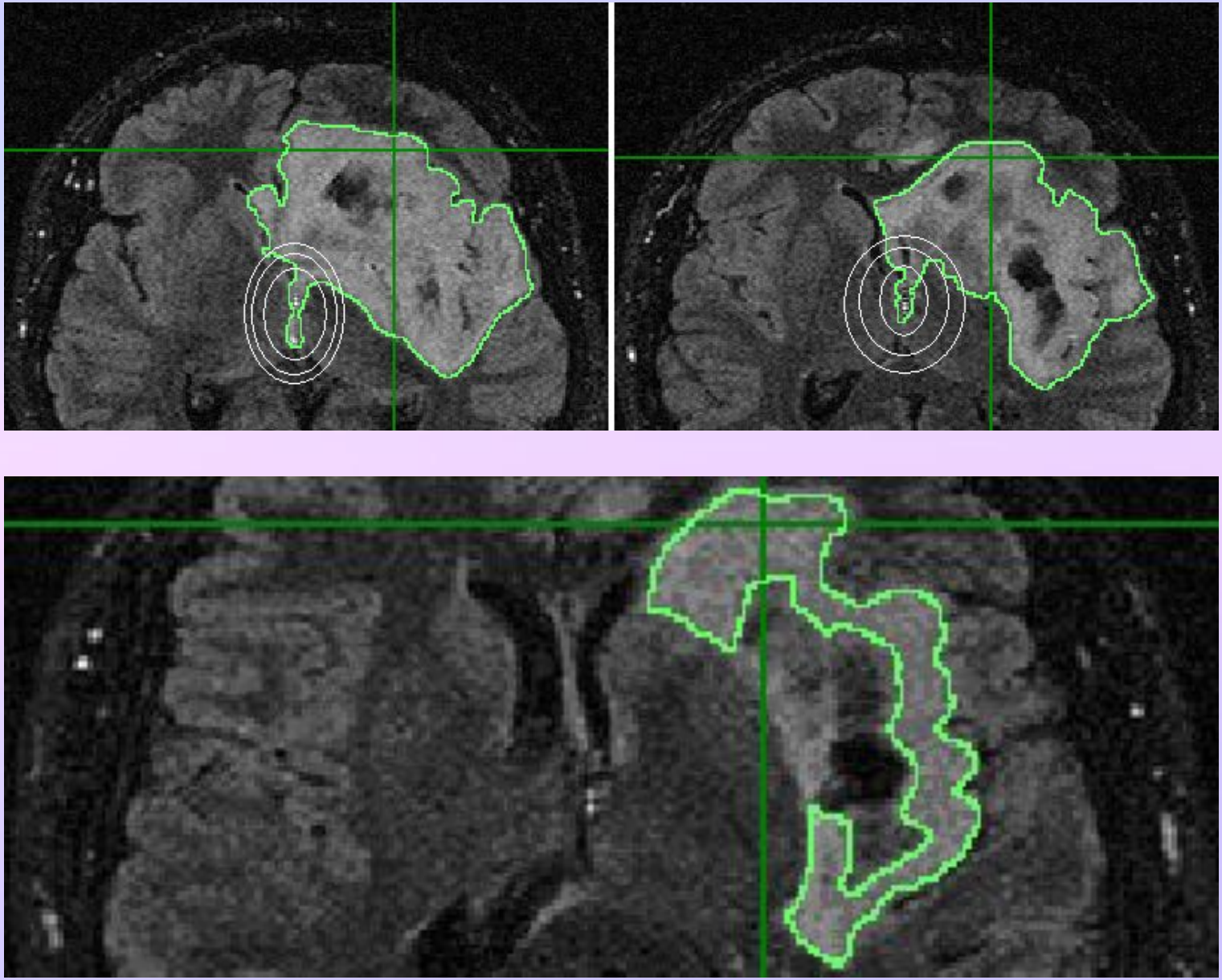


Граница сегментации выделена и может быть скорректирована

Проверяется форма и размер сегментируемой области

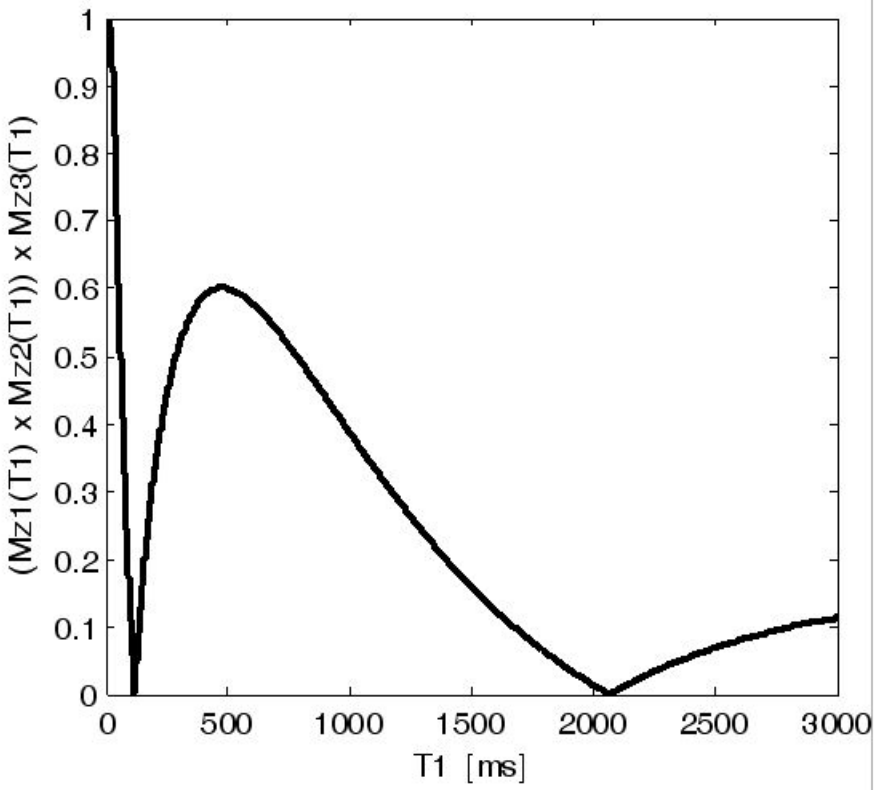
Есть возможность настройки яркости и контрастности

Исследование протоколируется

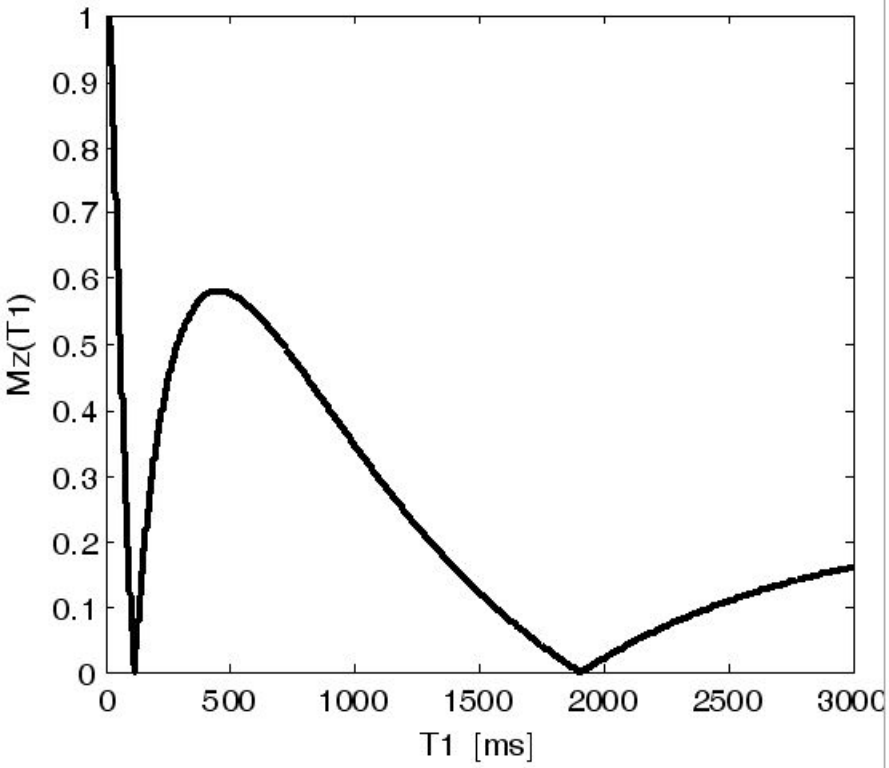


ОПИСАНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Эмуляция режима DIR



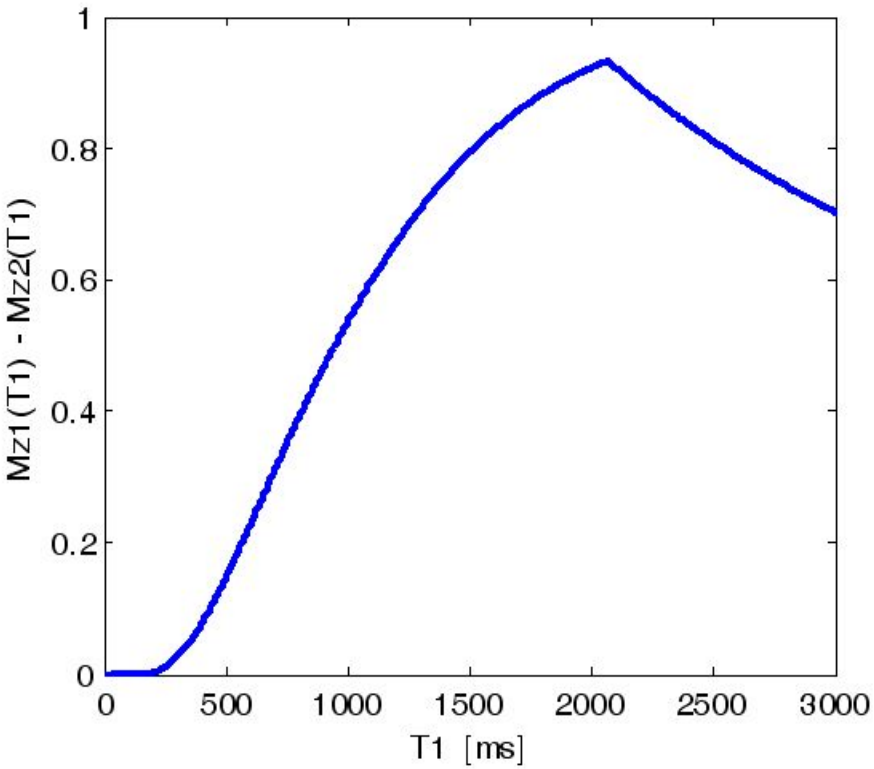
результат перемножения функций $M_{zs}(T1)$ *режимов STIR и FLAIR.*



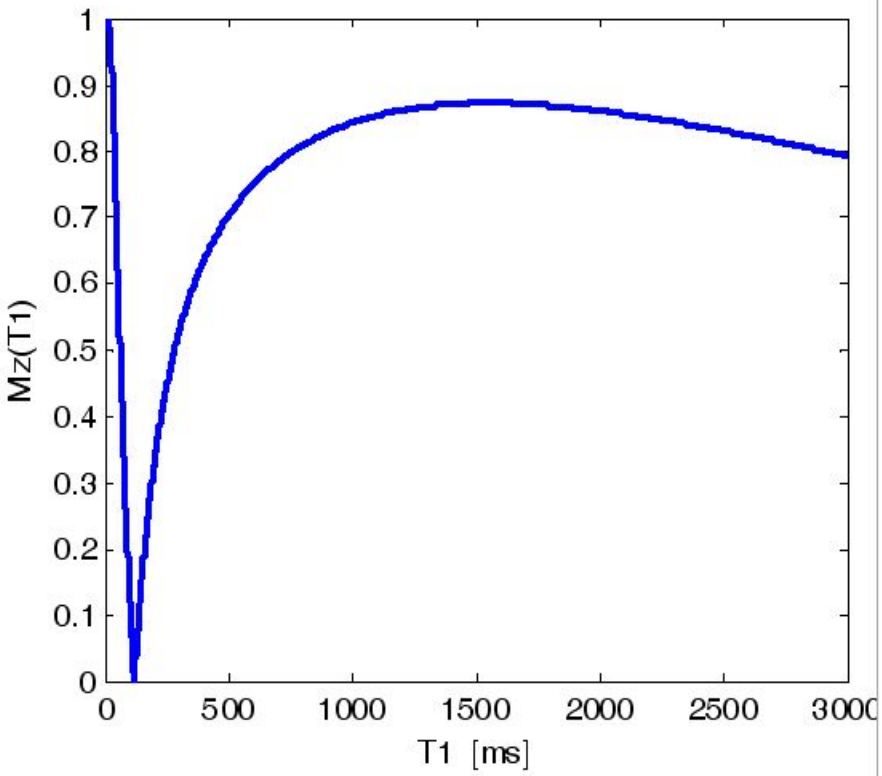
режим DIR - двухкомпонентного подавления.

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.

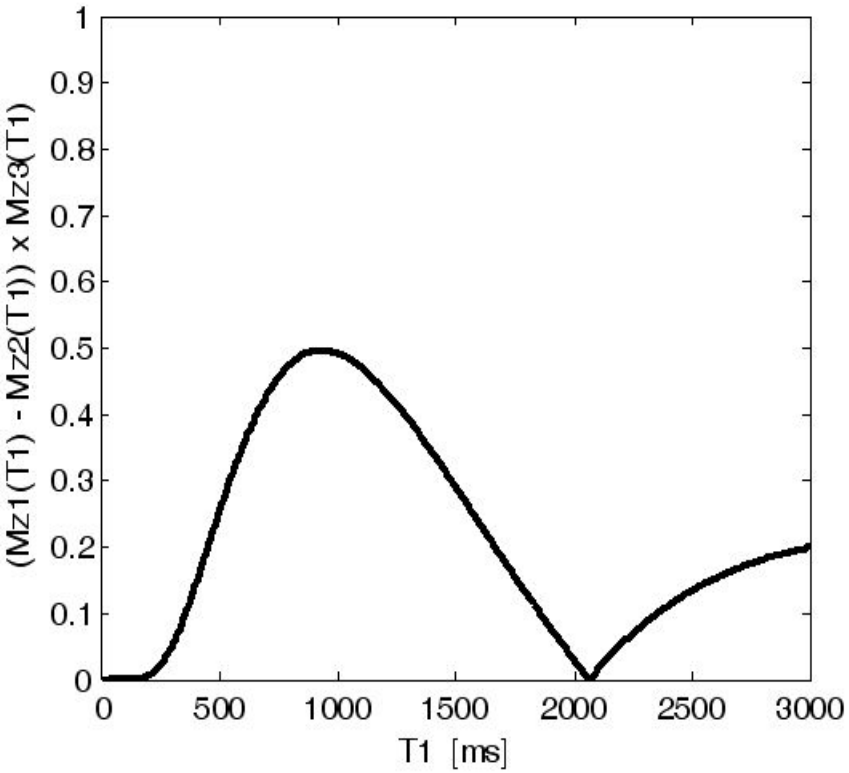


график функции $M_{zs}(T1)$ - результат операции по схеме (T2 - FLAIR) x FLAIR.

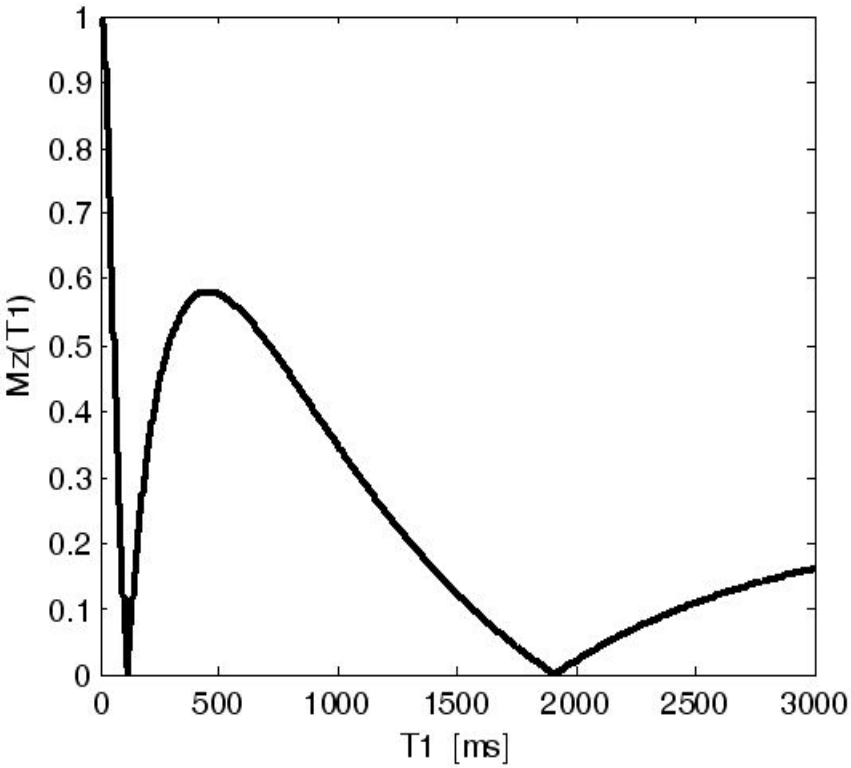
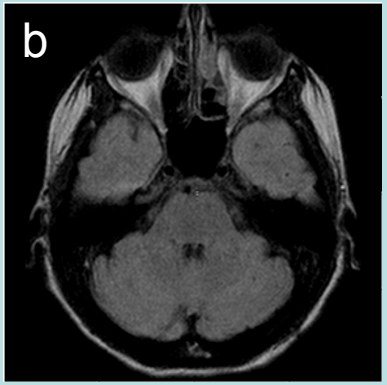


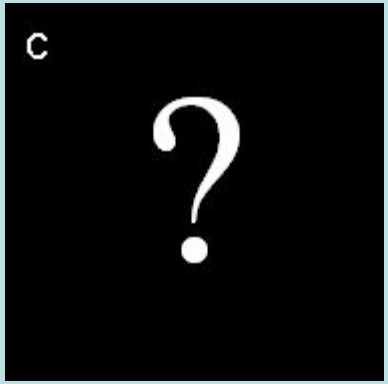
график функции $M_{zs}(T1)$ - для режима DIR - двухкомпонентного подавления.

Практическая часть: математический анализ МРТ-изображений

T2



FLAIR (под. воды)



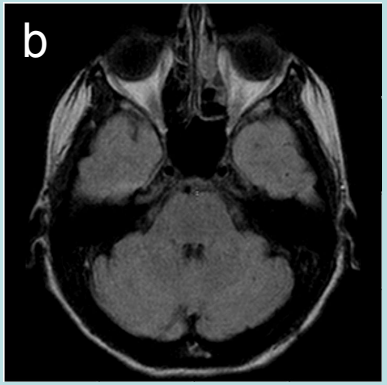
STIR (под. жира)

DIR (жира и воды)

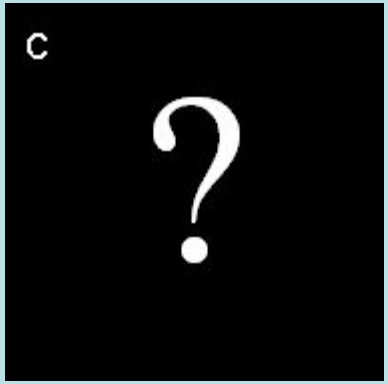
Параметры сканирования:
TSE: TR/TEeff=5600/100 ms, ETL=8,
NS=22 (6mm)
FOV=160x180 mm, Matrix=160(antialise) x180,
(in plane res.=1x1 mm)
Особенности сканирования:
Необходимое условие – одинаковые параметры сканирования перечисленные выше.

Практическая часть: математический анализ МРТ-изображений

T2



FLAIR (под. воды)



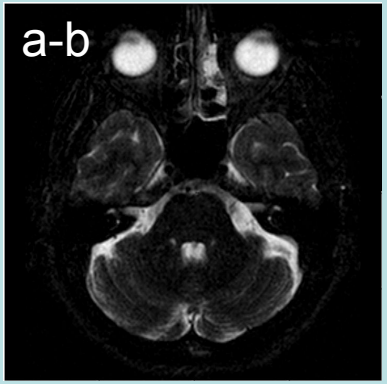
STIR (под. жира)

DIR (жира и воды)

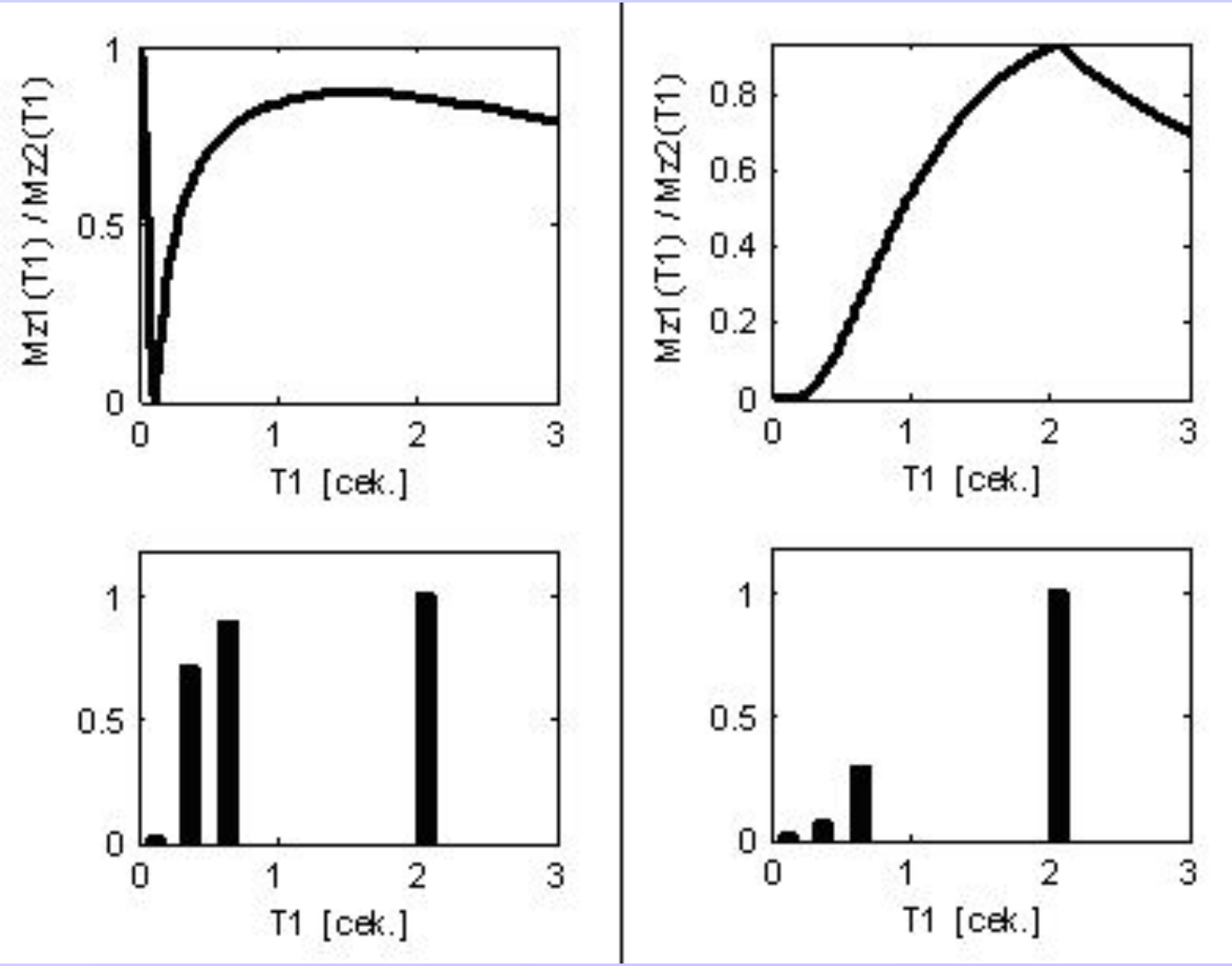
Два варианта:

Стандартное сканирование

Операция вычитания

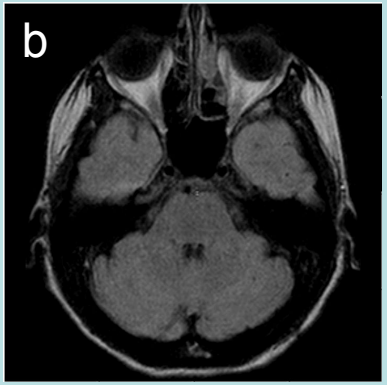


Практическая часть: математический анализ МРТ-изображений

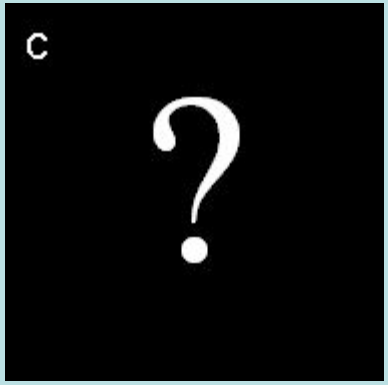


Практическая часть: математический анализ МРТ-изображений

T2



FLAIR (под. воды)



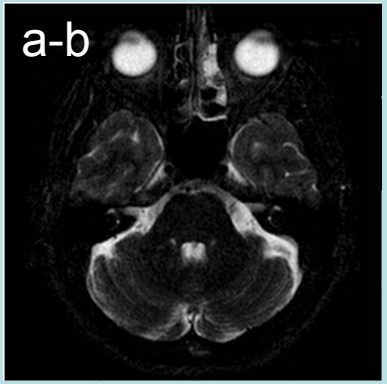
STIR (под. жира)

DIR (жира и воды)

Два варианта:

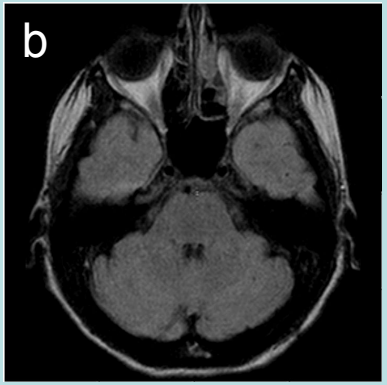
Стандартное сканирование

Операция вычитания



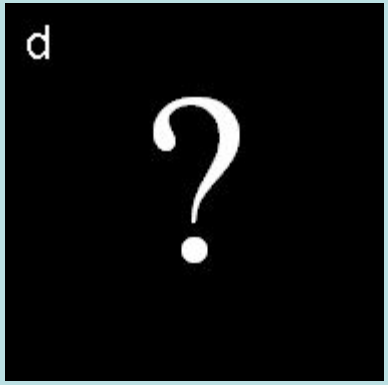
Практическая часть: математический анализ МРТ-изображений

T2



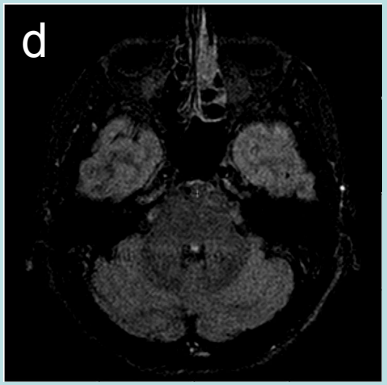
FLAIR (под. воды)

STIR (под. жира)



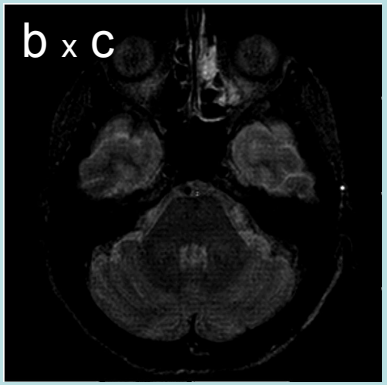
DIR (жира и воды)

Два варианта:

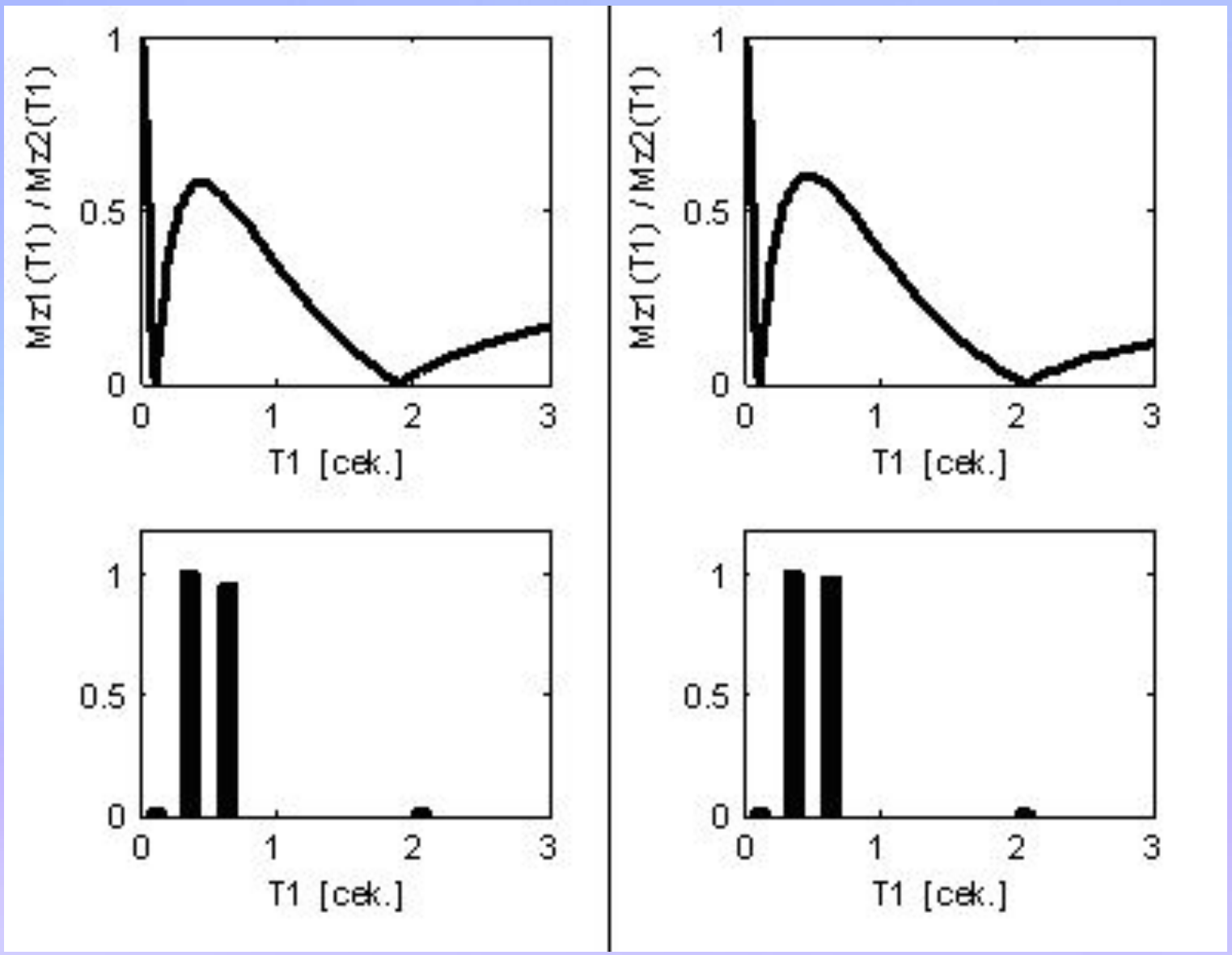


Стандартное сканирование

Операция умножения

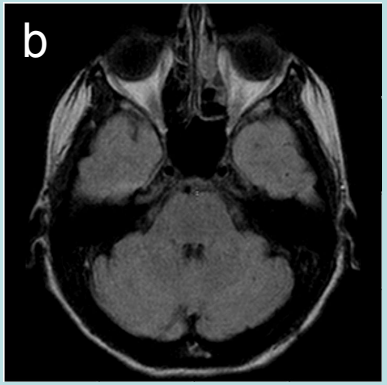


Практическая часть: математический анализ МРТ-изображений



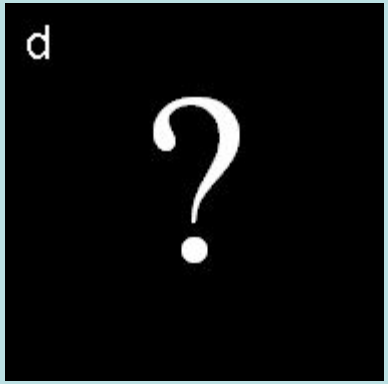
Практическая часть: математический анализ МРТ-изображений

T2



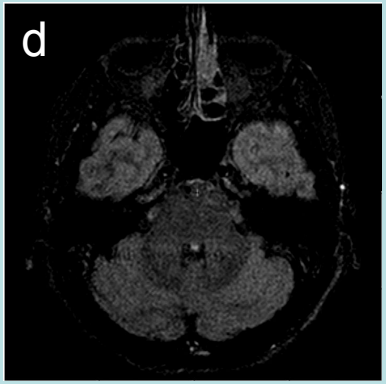
FLAIR (под. воды)

STIR (под. жира)



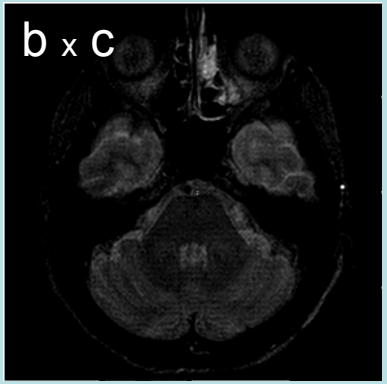
DIR (жира и воды)

Два варианта:



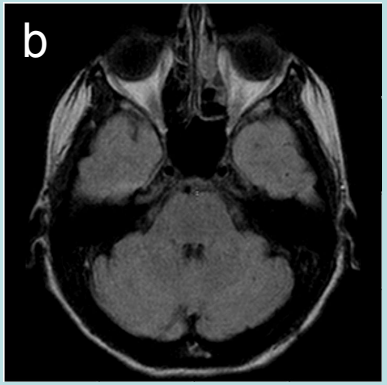
Стандартное сканирование

Операция умножения



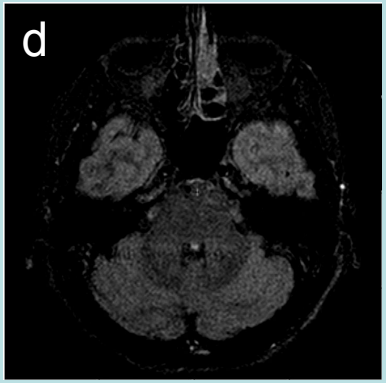
Практическая часть: математический анализ МРТ-изображений

T2



FLAIR (под. воды)

STIR (под. жира)



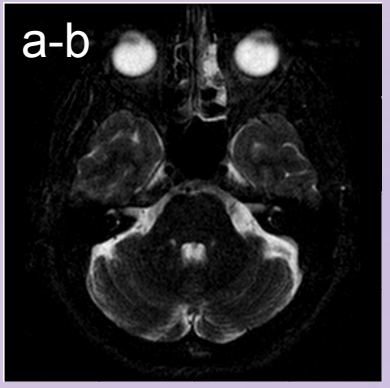
DIR (жира и

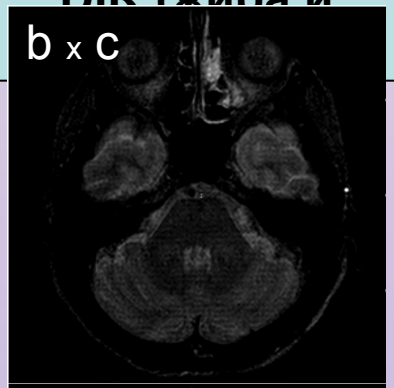
Эмуляция режимов:

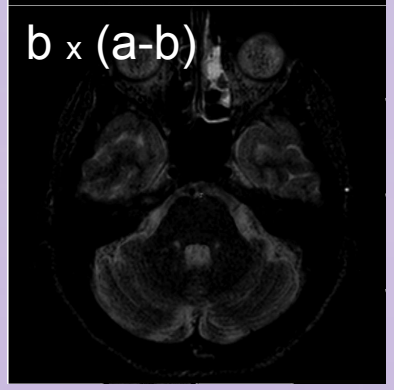
c=a-b

d=bxc

d=bx(a-b)

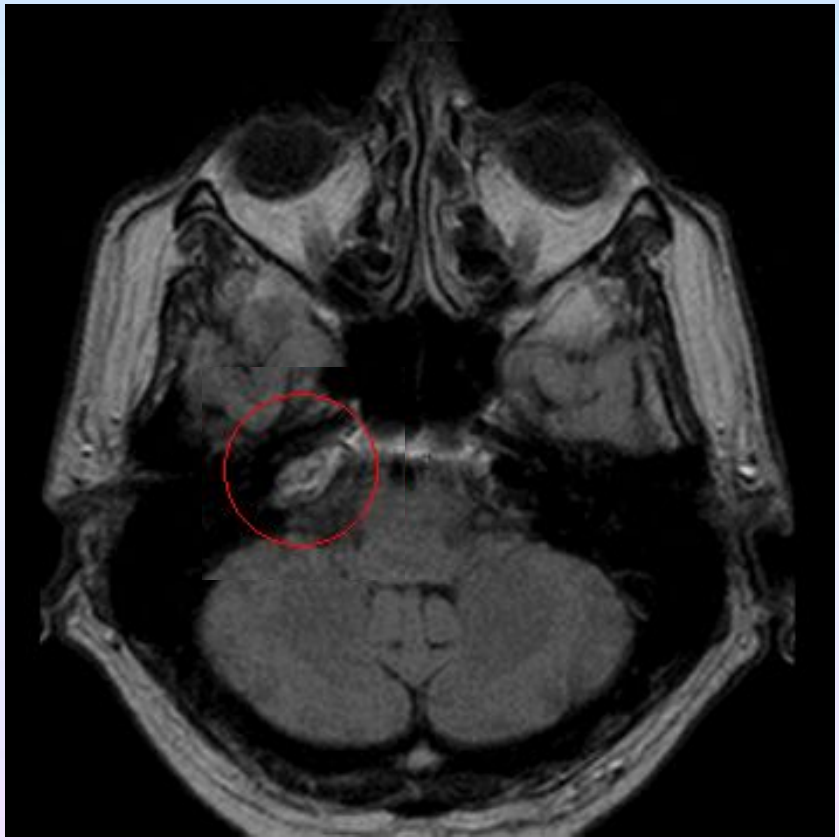






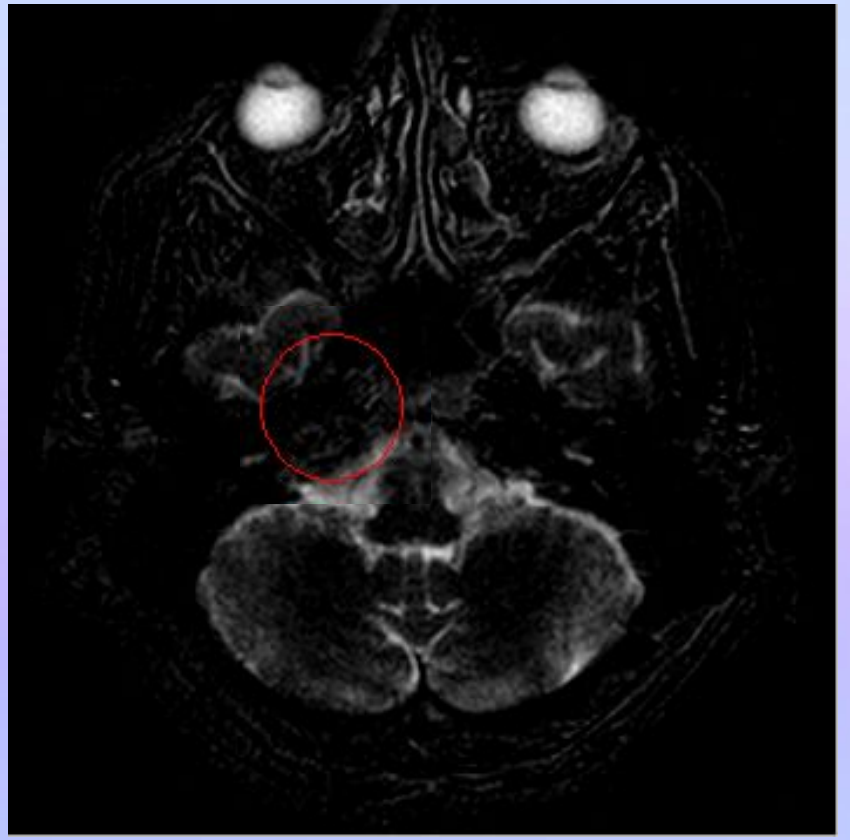
Практическая часть: сопоставление получаемых результатов

T2



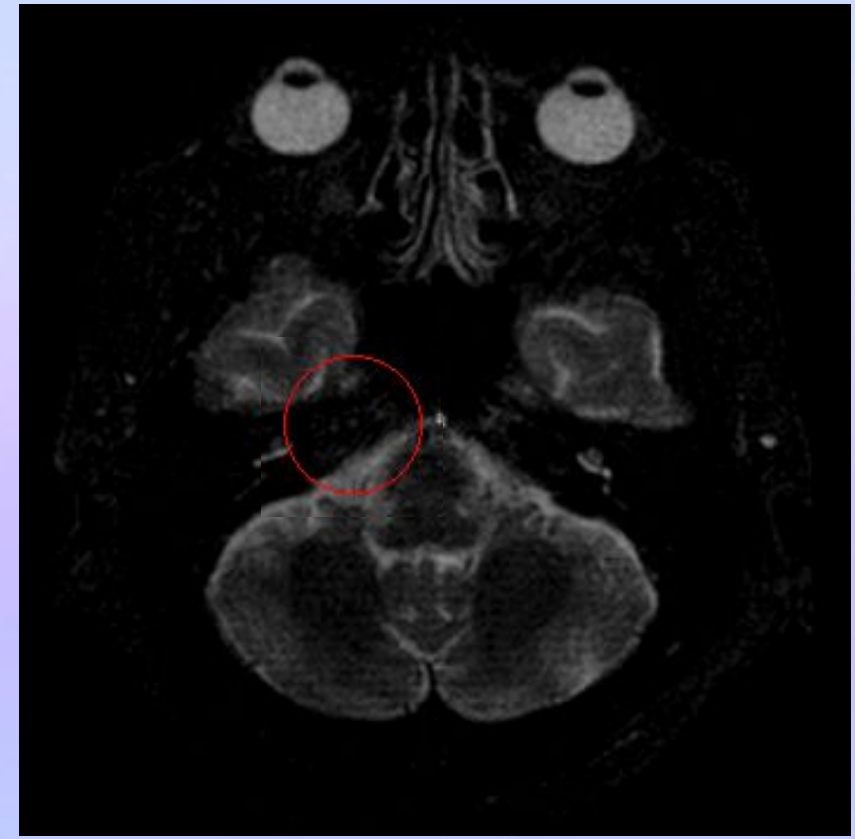
FLAIR (TI=1300 ms)

Практическая часть: сопоставление получаемых результатов



«T2» - «FLAIR»

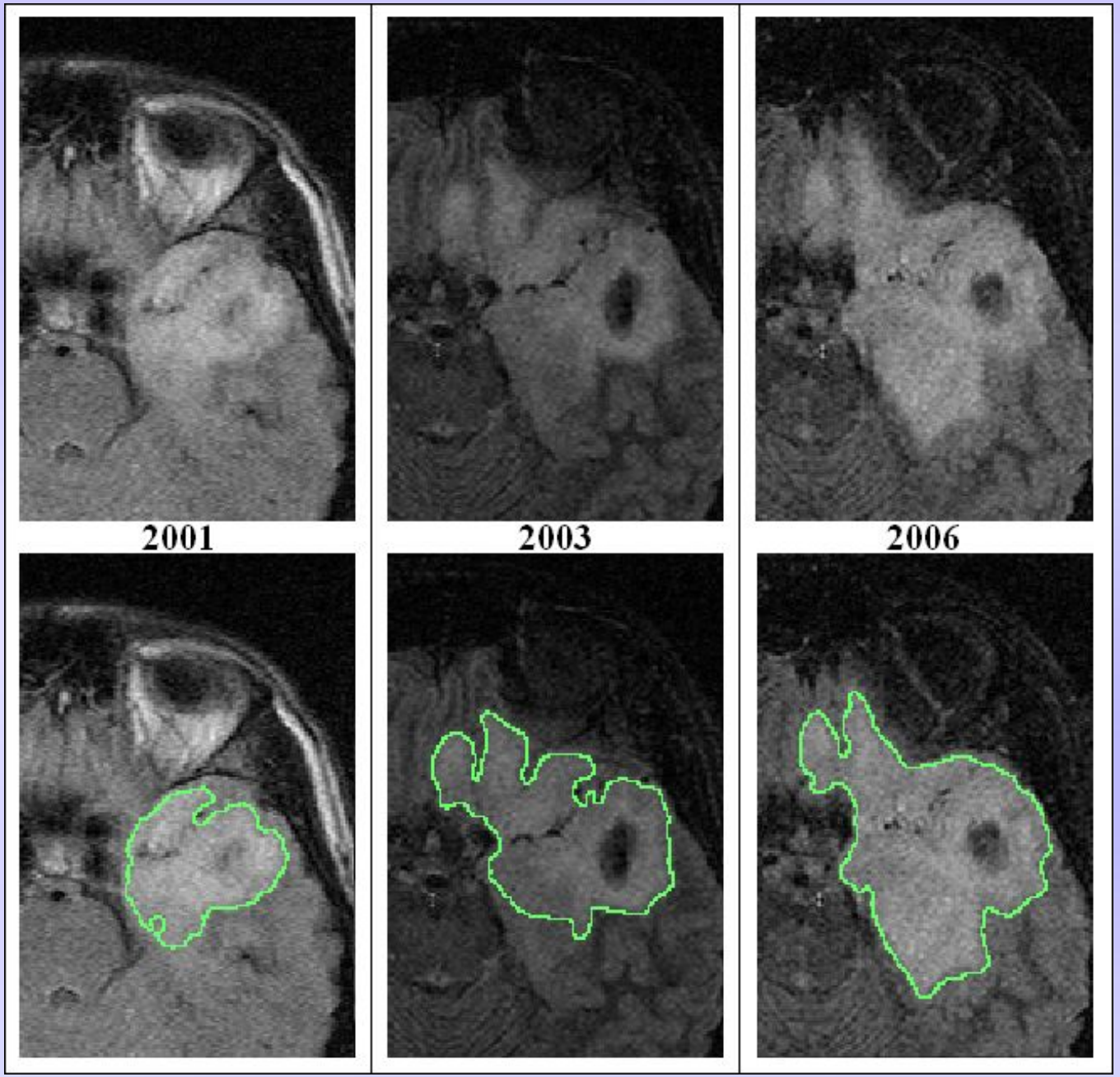
(Эмуляция STIR)



STIR

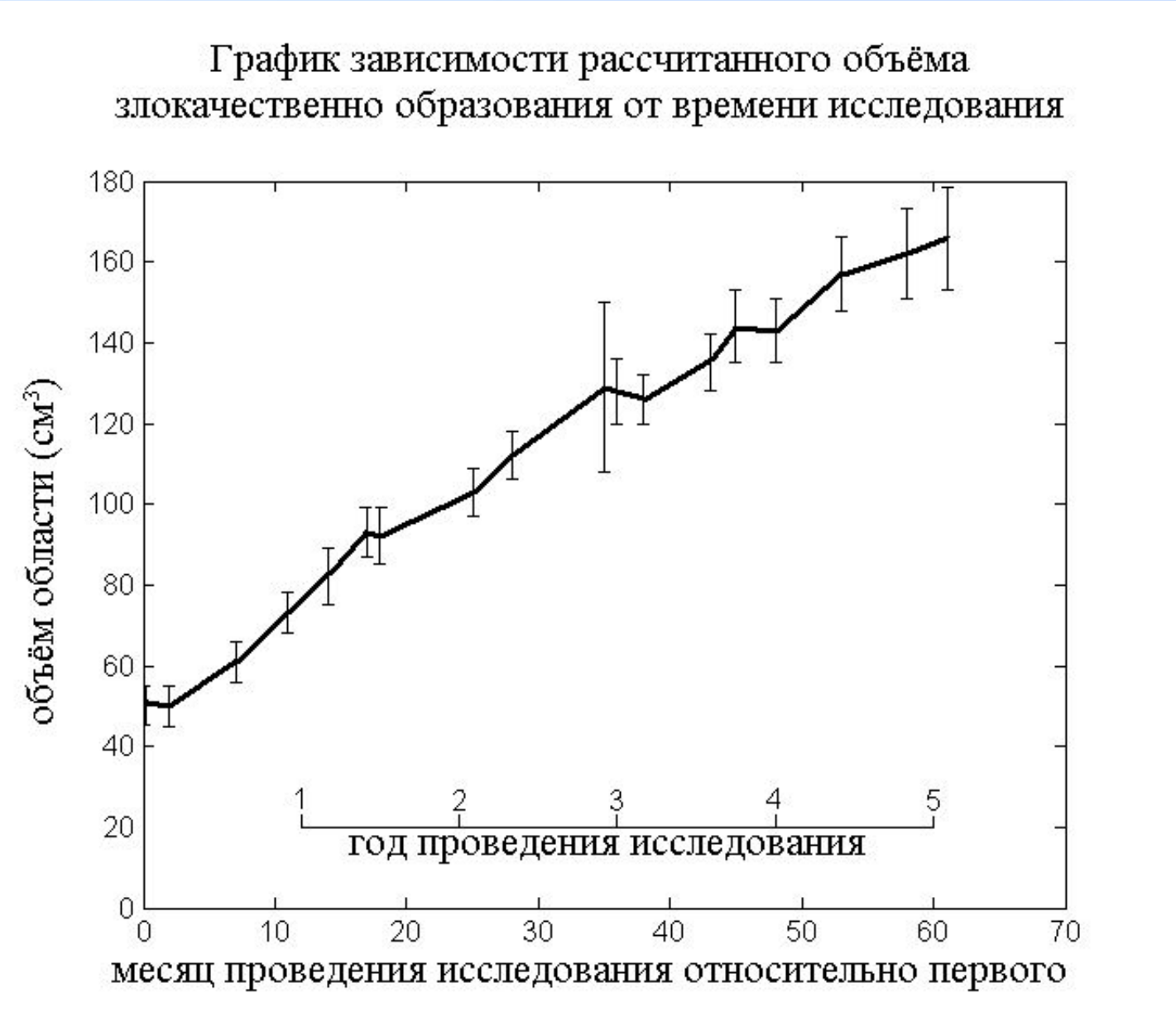
(Истинный STIR)

Практическая часть: сегментация зоны повышенного МР-сигнала



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

Практическая часть: сегментация зоны повышенного МР-сигнала



Выводы

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.

Выводы

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.

Выводы

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.

Выводы

Результаты проделанной работы сводятся к следующему:

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

а) сегментацию и измерение объёма исследуемой ст

б) ;

в) да

г)

д) преобразование исходных МРТ данных (к пространства);

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

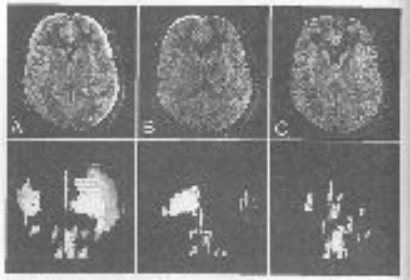
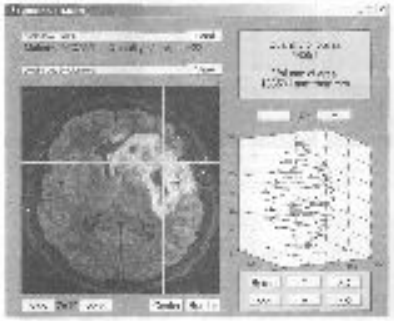
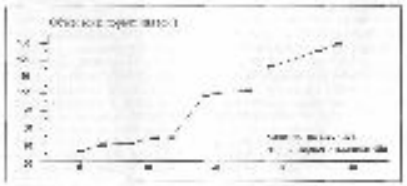
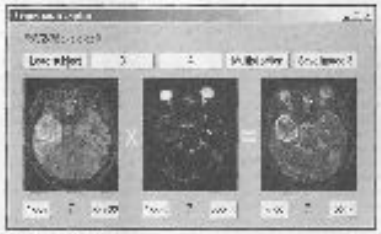
С помощью данного пакета программ были решены задачи, поставленные в дипломной работе. Программы могут быть адаптированы для решения других задач, связанных с обработкой МРТ-данных.

К 250-летию Московского университета

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

Н.В. Анисимов, Ю.А. Пирогов, Л.В. Губский, В.В. Гладун

УПРАВЛЕНИЕ КОНТРАСТОМ И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Под редакцией
проф. Ю.А. Пирогова

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