

Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Институт прикладной математики и механики
Кафедра «Прикладная математика»

Алгоритм и программная реализация метода
быстрого распространения контура для решения
задачи полуавтоматической сегментации
медицинских изображений

Выпускная квалификационная работа бакалавра

Выполнил: студент гр. 43601/2

Руководитель: асс. кафедры

Консультант: асп. кафедры

М.В. Позигун

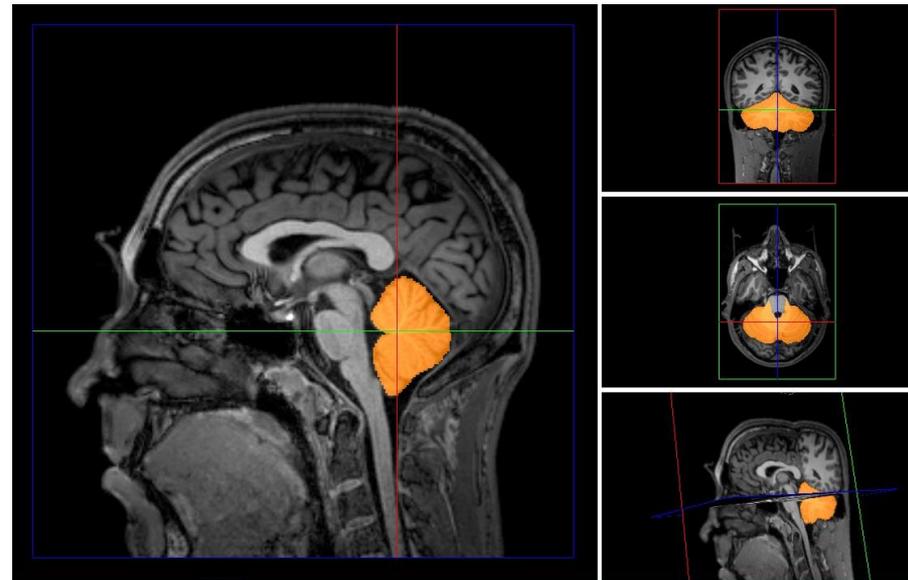
В.С. Чуканов

М.К. Вердина

28.06.18

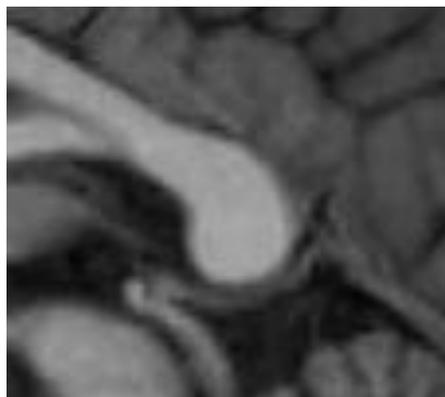
Сегментация медицинских изображений

- ▶ Медицинские изображения
 - ▶ 3D изображение – воксельная сетка
- ▶ Сегментация
 - ▶ Разбиение множества вокселей на два подмножества
 - ▶ Внутри области интереса
 - ▶ Вне области интереса
- ▶ Виды сегментации
 - ▶ Ручная
 - ▶ Автоматическая
 - ▶ Полуавтоматическая



Постановка задачи

- ▶ Разработка алгоритма полуавтоматической сегментации
 - ▶ Основан на методе быстрого распространения контура (БРК)
- ▶ Производительность в реальном времени
- ▶ Вход алгоритма
 - ▶ 2D/3D изображение
 - ▶ Воксель изображения
 - ▶ Радиус

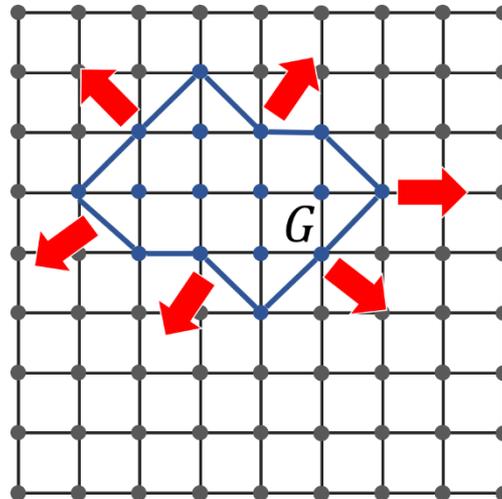


Алгоритм БРК

- ▶ Замкнутый расширяющийся контур G на сетке узлов
- ▶ F – скорость распространения G , $F > 0$
- ▶ $T(x, y)$ – время прибытия контура в узел (x, y)
- ▶ Алгоритм решения уравнения эйконала

$$|\nabla T|F = 1, T = 0 \text{ на } G \quad (1)$$

- ▶ Частный случай уравнения Гамильтона-Якоби



Двумерный случай

- ▶ Аппроксимация уравнения эйконала, для узла (i, j)

$$\max(D_{ij}^{-x}T, -D_{ij}^{+x}T, 0)^2 + \max(D_{ij}^{-y}T, -D_{ij}^{+y}T, 0)^2 = \frac{1}{F_{ij}^2}, \quad (2)$$

$$\text{где } D_{ij}^{\pm x}T \triangleq \frac{T_{i\pm 1, j} - T_{i, j}}{\pm h}, \quad D_{ij}^{\pm y}T \triangleq \frac{T_{i, j\pm 1} - T_{i, j}}{\pm h},$$

h – шаг сетки

- ▶ Для поставленной задачи
 - ▶ Сетка – 2D изображение
 - ▶ Узел – пиксель изображения
 - ▶ Функция F :

$$F(x, y) = \exp(-\alpha * |\nabla I_{xy}|), \quad (3)$$

где $\alpha \in R, \alpha \geq 0$

- ▶ $h = 1$

Трёхмерный случай

- ▶ Аппроксимация уравнения эйконала, для узла (i, j, k)

$$\begin{aligned} & \max(D_{ijk}^{-x}T, -D_{ijk}^{+x}T, 0)^2 + \max(D_{ijk}^{-y}T, -D_{ijk}^{+y}T, 0)^2 + \\ & \quad + \max(D_{ijk}^{-z}T, -D_{ijk}^{+z}T, 0)^2 = \frac{1}{F_{ijk}^2} \end{aligned} \quad (4)$$

- ▶ Сетка – 3D изображение
- ▶ Узел – воксель изображения
- ▶ Функция F :

$$F(x, y, z) = \exp(-\alpha * |\nabla I_{xyz}|), \quad (5)$$

где $\alpha \in R, \alpha \geq 0$

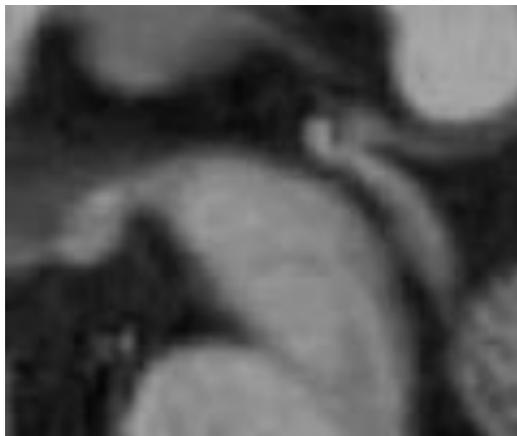
- ▶ $h = 1$

Алгоритм БРК для задачи сегментации

- ▶ Оригинальный алгоритм обходит все воксели изображения
- ▶ Для сегментации требуется отметить подмножество вокселей
- ▶ Ограничение числа итераций алгоритма БРК
 - ▶ Контур распространяется, отмечая только воксели внутри шара заданного радиуса
 - ▶ Приоритет вокселей зависит от расстояния до центра
 - ▶ Контур останавливается при достижении границы шара
- ▶ Тогда искомое множество – воксели, через которые распространился контур

Предобработка изображений

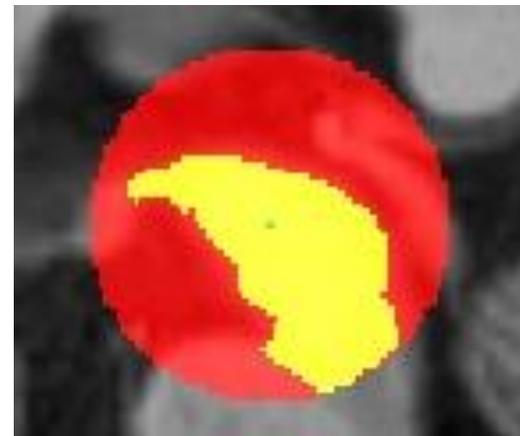
- ▶ Области интереса содержат шум
- ▶ Фильтр анизотропной диффузии
 - ▶ Сглаживающий фильтр
 - ▶ Сохраняет и усиливает границы областей
 - ▶ Применим как для 2D-, так и для 3D-изображений



Область интереса



Без фильтрации



С фильтрацией

Введение дополнительного параметра

- ▶ Существуют неоднородные области интереса

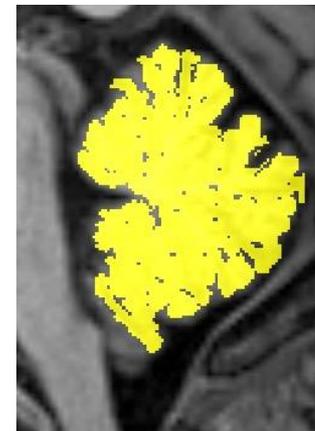
- ▶ Для таких случаев сглаживания шумов недостаточно

- ▶ Скорость распространения контура

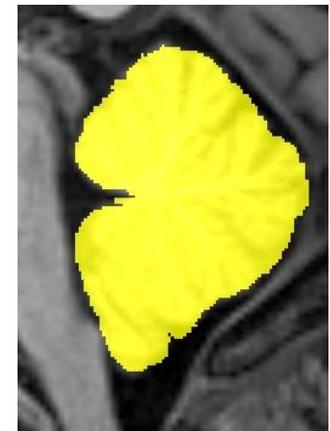
$$F(p) = \exp(-\alpha * |\nabla I_p|),$$

где $\alpha \in R, \alpha \geq 0; p$ – воксель

- ▶ α – новый параметр
 - ▶ Контроль «чувствительности» алгоритма к распространению контура



$\alpha = 6.4$

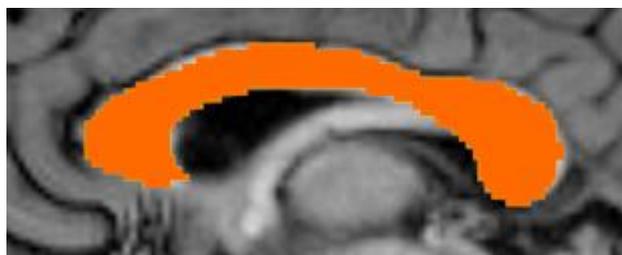
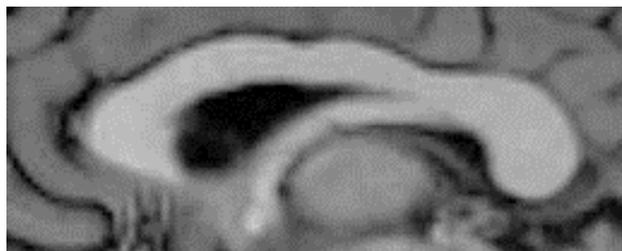


$\alpha = 0.4$

Производительность

	Радиус, пиксели			
	10	20	30	40
Время работы 2D алгоритма с фильтрацией, мс	6	7	9	13
Время работы 2D алгоритма с доп. параметром, мс	2	3	4	7
Время работы 3D алгоритма с фильтрацией, мс	15	81	319	571
Время работы 3D алгоритма с доп. параметром, мс	4	22	74	166

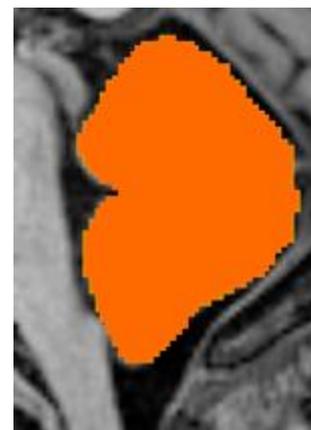
Эталонная разметка



Мозолистое тело



Варолиев
МОСТ



Мозжечок

Использованные оценки

$$precision = \frac{TP}{TP + FP}$$

$$recall = \frac{TP}{TP + FN}$$

$$F_1 = 2 * \frac{precision * recall}{precision + recall}$$

- ▶ TP —число правильно отмеченных пикселей (вокселей)
- ▶ FP —число ошибочно отмеченных пикселей (вокселей)
- ▶ FN —число ошибочно неотмеченных пикселей (вокселей)

Значения оценок 2D

	<i>precision</i>	<i>recall</i>	F_1
Мозжечок	0.99	0.91	0.95
Варолиев мост	0.98	0.84	0.91
Мозолистое тело	1.0	0.74	0.85

Значения оценок 3D

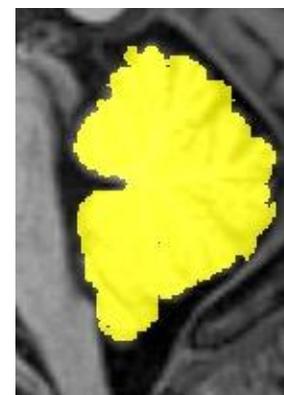
	<i>precision</i>	<i>recall</i>	F_1
Мозжечок	0.91	0.69	0.78
Варолиев мост	0.96	0.69	0.81
Мозолистое тело	0.87	0.64	0.74

Результаты сегментации 2D

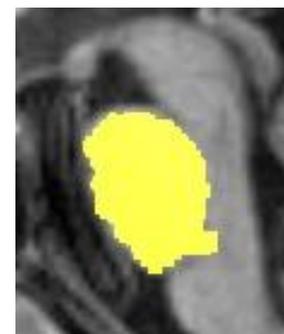
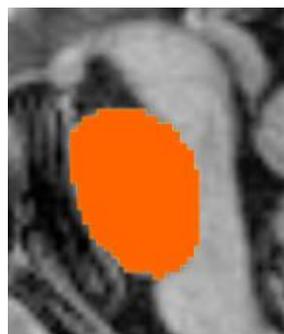
Эталонная
разметка

Результаты
сегментации

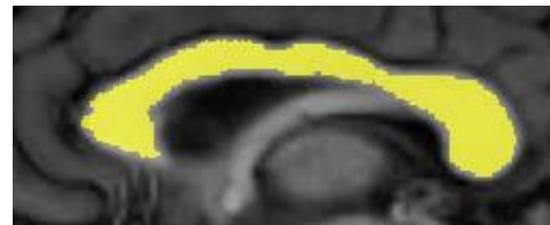
Мозжечок



Варолиев мост



Мозолистое
тело

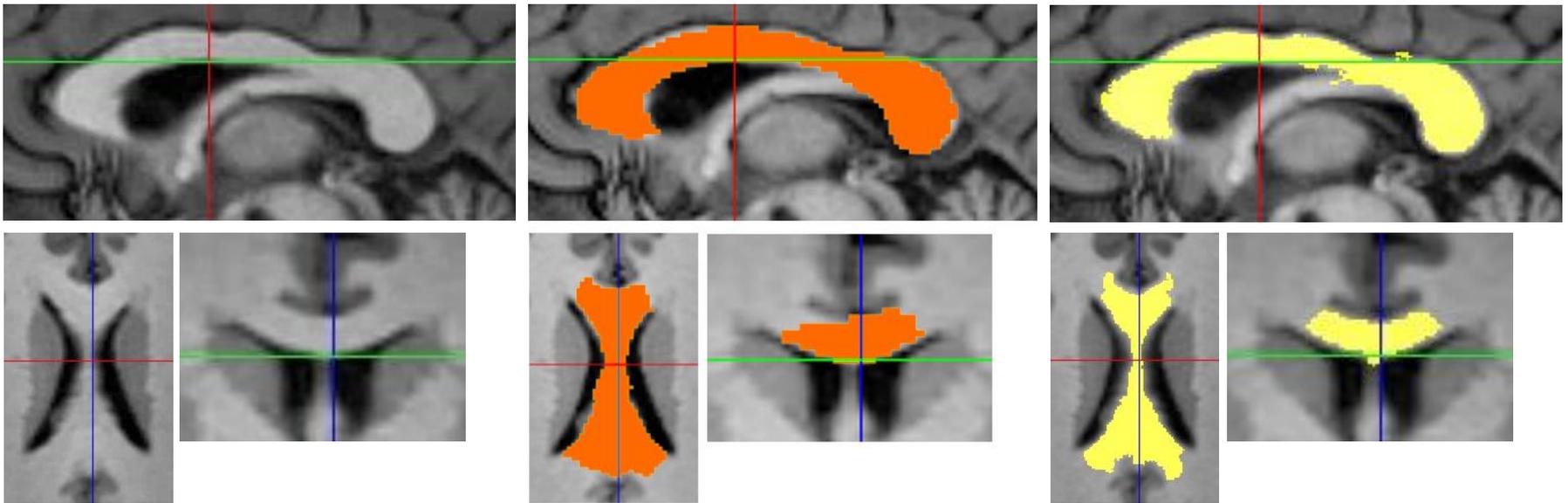


Результаты сегментации 3D: Мозолистое тело

Изображения
области

Эталонная разметка

Результаты
сегментации

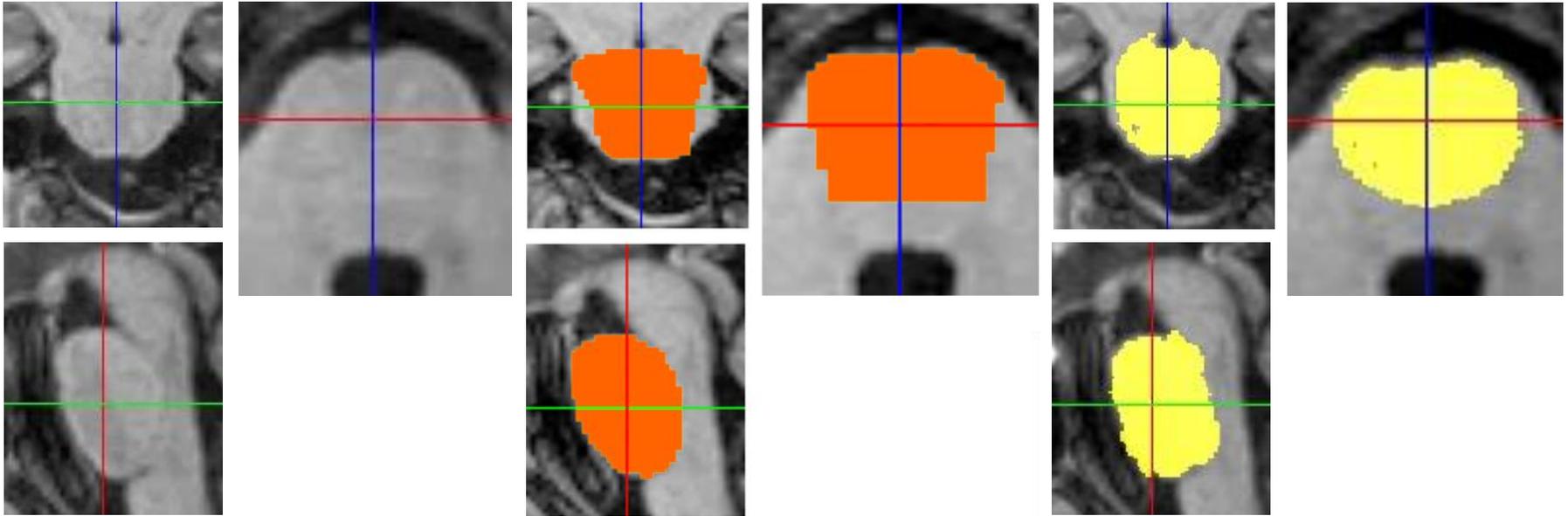


Результаты сегментации 3D: Варолиев мост

Изображения
области

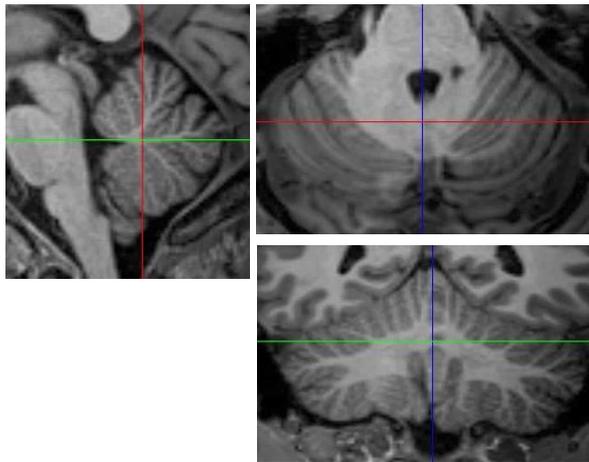
Эталонная разметка

Результаты
сегментации

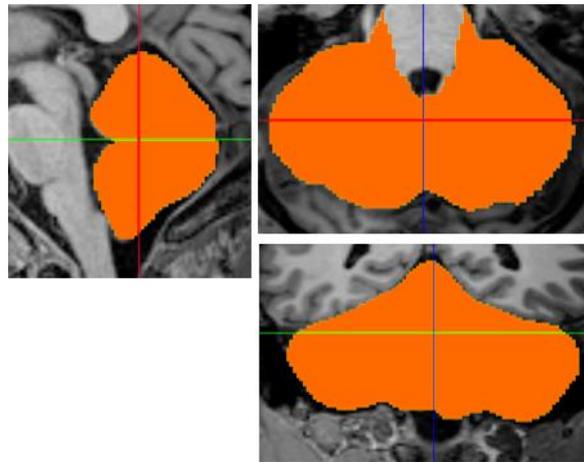


Результаты сегментации 3D: Мозжечок

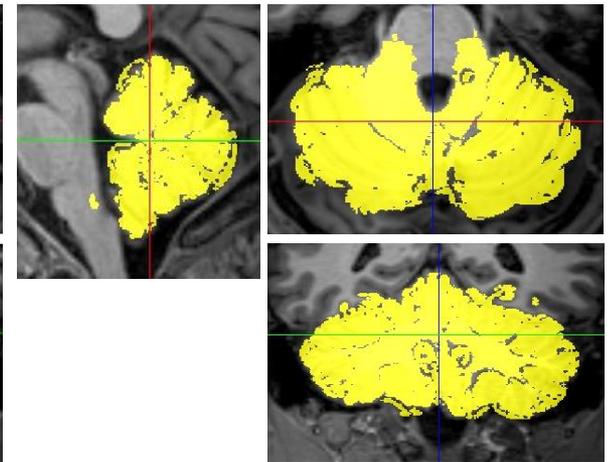
Изображения
области



Эталонная разметка



Результаты
сегментации



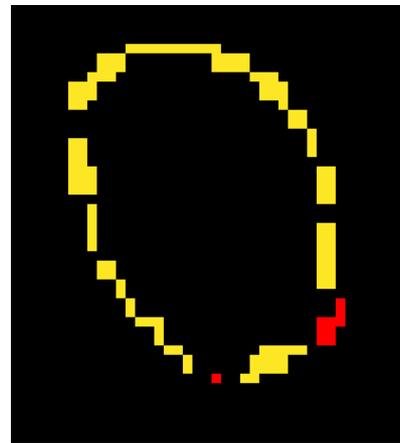
Заключение

- ▶ Разработан алгоритм полуавтоматической сегментации
 - ▶ Основан на алгоритме БРК
- ▶ Исследовано применение фильтра анизотропной диффузии в качестве предобработки
- ▶ Введён дополнительный параметр алгоритма
 - ▶ Позволяет сегментировать неоднородные области
- ▶ Алгоритм реализован на языке C++
 - ▶ Достигнута требуемая производительность
 - ▶ 2D-версия – работа в реальном времени
 - ▶ 3D-версия – не для всех значений параметров
 - ▶ Удовлетворительное качество сегментации
 - ▶ Для 2D $F_1 \geq 0.85$
 - ▶ Для 3D $F_1 \geq 0.74$

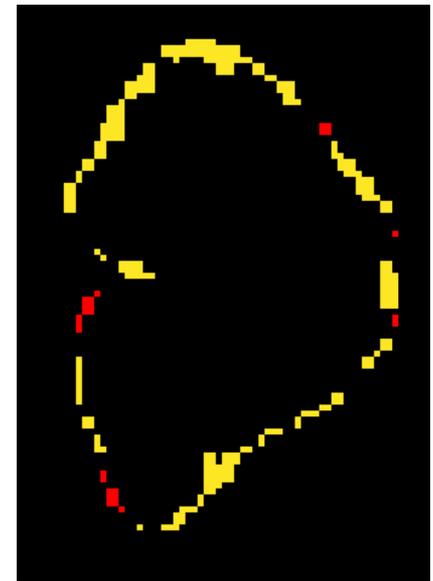
Разности изображений 2D



Мозолистое тело



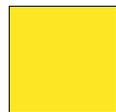
Варолиев
МОСТ



Мозжечок

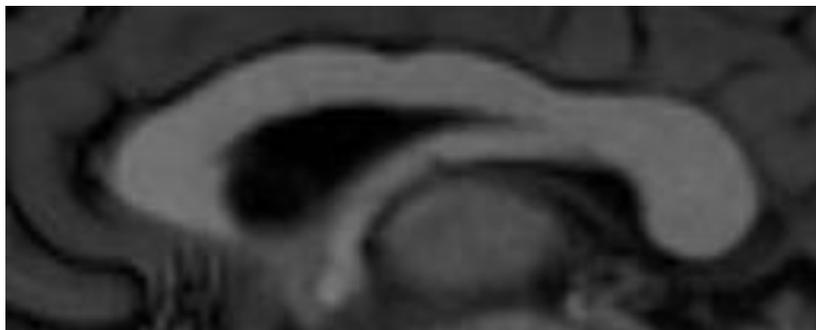


Ошибочно отмеченные пиксели

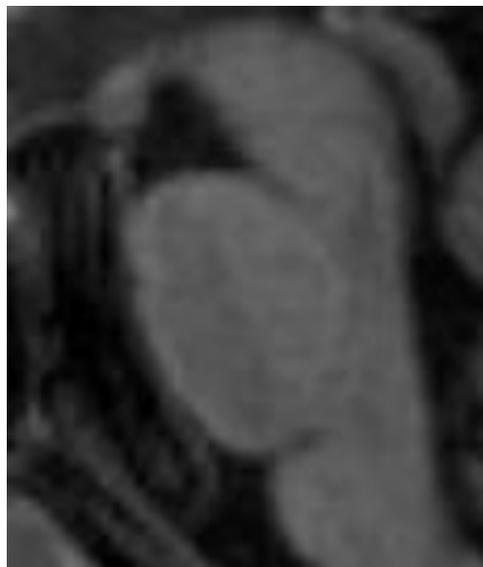


Ошибочно неотмеченные пиксели

Области интереса



Мозолистое тело



Варолиев
МОСТ



Мозжечок