

Г.А. Грачев, Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, Санкт-Петербург  
Научный руководитель: Радченко И.А., доцент, кандидат технических наук

## Автоматическая нормализация снимков компьютерной томографии

Современное развитие медицинской науки предоставляет врачам множество методологий и практик, которые позволяют принимать решения по госпитализации или оперированию пациента, в случае необходимости.

Внедрение во врачебную практику IT-решений позволит значительно повысить скорость принятия решения, а также снизить влияние человеческого фактора на результат обследования. Так, одним из условий для сертификации клиники на 6-ой уровень по рейтингу EMRAM является использование систем поддержки принятия врачебных решений [1].

Применение методов машинного обучения позволит повысить качество таких систем, а также эффективно использовать накопленную базу медицинских знаний. Здесь важно отметить, что решение задачи по машинному обучению состоит из множества этапов:

1. Формальная постановка задачи;
2. Сбор и подготовка данных;
3. Построение модели обучения;
4. Решение задачи обучения, как задачи оптимизации;
5. Оценка (тестирование);
6. Внедрение и эксплуатация.

В данной работе рассматривается этап подготовки данных (2). Сырые данные представляют из себя серию снимков компьютерной томографии (далее – КТ) по стандарту DICOM.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) – это Индустриальный Стандарт создания, хранения, передачи и визуализации медицинских изображений и документов обследованных пациентов. Стандартом определено два информационных уровня: файловый (DICOM file), который и будет рассмотрен в работе и сетевой (DICOM Network Protocols). [3]

Целью данной работы является описание и реализация алгоритма по автоматической нормализации снимков КТ.

С точки зрения объектного подхода, представляется целесообразным разбить алгоритм на два иерархических уровня:

1. Нормализация данных на уровне серии снимков (см. Схему №1);
2. Обработка отдельного изображения из серии (см. Схему №2).

### Алгоритм нормализации серии

1. Импорт и упорядочивание серии DICOM снимков КТ. Упорядочивание осуществляется на основании метаданных DICOM файла.

2. Перебор снимков и выполнение обработки каждого снимка в отдельности.

3. Поворот каждого изображения на угол  $\theta$ . Так как каждый снимок представляет собой матрицу пикселей, то есть «плоскость», то новые индексы определяются путем домножения «координат» пикселей на матрицу поворота.

Для нормализации в 3D пространстве данный алгоритм повторяется для каждой оси.

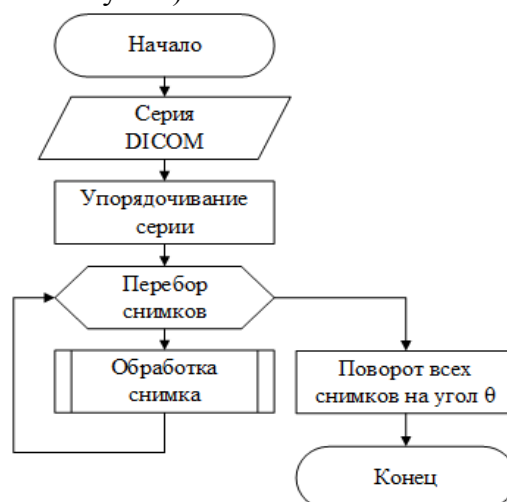


Схема 1: Алгоритм нормализации серии

## Алгоритм обработки снимка

### 1. Преобразование изображения по шкале Хаунсфилда

Основная задача на этом этапе – визуальная идентификация границ объекта. Изображение, выводимое на экран, представляет собой матрицу пикселей в формате uint8, то есть глубина каждого пикселя изменяется в диапазоне [0...255], в то время как КТ снимки DICOM имеют формат uint16 с шириной шкалы серого цвета [0...16384].

Для перехода от uint16 к uint8 необходимо выполнять линейное, либо сигмоидальное преобразование в соответствии с шириной и центром окна. Данные атрибуты находятся в метаданных DICOM файла: Window Center (0028,1050) и Window Width (0028,1051).

В нашем случае необходимо определить границу объекта по костному каркасу головы, поэтому ширину и центр окна выставим в 1850 и 50, что соответствует рентгеновской плотности костей по шкале Хаунсфилда.

### 2. Определение границ (контура) объекта на изображении;

Существует множество алгоритмов определения границ объекта на изображении. В данной работе был использован алгоритм «Marching Squares».

### 3. Эллиптическая аппроксимация контура;

Исходная граница объекта задается ломаной  $Q = \{q_1, q_2, \dots, q_n\}$ . С достаточной точностью ее можно представить эллипсом  $\Theta$  с параметрами  $\xi = \{C_x, C_y, \theta, a, b\}$ , где  $C_x$  и  $C_y$  – координаты центра,  $a$  и  $b$  – большая и малая полуоси, а  $\theta$  – угол наклона большой оси эллипса к оси  $Ox$ . Этот угол является единственным параметром, позволяющим идентифицировать горизонтальную ось объекта для нормализации его изображения в смысле его привязки к осям схемы проекционных зон [2].

Задача сводится к поиску  $\Theta^* = \operatorname{argmin} f(Q, \xi)$ . Здесь  $f(Q, \xi)$  – критерий точности аппроксимации. При этом в качестве ограничений выступают условия, накладываемые на параметры эллипса [2].

### 4. Вычисление ошибки аппроксимации;

Ошибка аппроксимации вычисляется методом наименьших квадратов. Определив ошибку для каждого снимка, выбираем тот, где она минимальна. Именно угол  $\theta$  эллипса данного снимка и будет тем углом, который используется для поворота матрицы пикселей из пункта 3 алгоритма нормализации всей серии.

## Реализация алгоритма

Алгоритм был реализован на языке Python3.6 с использованием открытых библиотек Pydicom, SciPy, Scikit-image.

Pydicom – это библиотека языка Python, обеспечивающая работу с наборами данных DICOM. Инструменты библиотек SciPy и Scikit-image использовались для непосредственной обработки изображений.

## Список использованных источников

1. Насыров Р., Система поддержки принятия врачебного решения в МИС qMS [Электронный ресурс], – <https://sparm.com/media/publications/single/16> - статья в интернете;
2. Смелякова, А.С. Эллиптическая аппроксимация с повышенной точностью идентификации параметров [Текст] / А.С. Смелякова // Системы обработки информации – 2007.- выпуск 8 (66) С. 146-151.
3. The DICOM Standard [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.dicomstandard.org/current>.

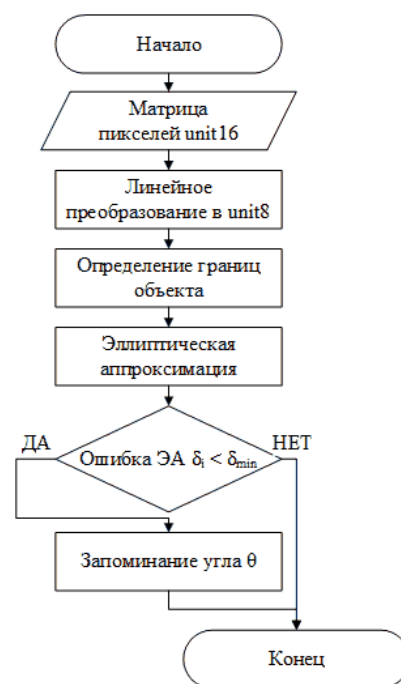


Схема 2: Алгоритм обработки снимка