

УДК 004.921

ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ СТАНДАРТА DICOM

*Меркулова Е.В., Толстых А.Л., Даниленко Т.В.
Донецкий национальный технический университет,
кафедра автоматизированных систем управления
alt_666@mail.ru*

В статье детально описана структура стандарта и его компонентов. Описаны методы обработки медицинских изображений, произведен расчет их основных параметров.

Введение

С возникновением стандарта DICOM (.dcm) появилась возможность проводить различные медицинские исследования в территориально-распределенных диагностических центрах с возможностью сбора и обработки информации в определенном формате.

Стандарт DICOM (первая редакция которого окончательно выпущена в 1993 году) предназначен для хранения и передачи медицинских изображений, получаемых с помощью различных методов лучевой и иной диагностики (в его описании перечислено 29 диагностических методов).

Общая постановка задачи

Изображение с расширением .dcm является результатом проведения СКТ (спиральной компьютерной томографии) и представляет собой массив послойных снимков с фиксированным расстоянием между ними. Каждый снимок представляет собой срез объекта исследования, например срез челюстно-лицевой области.

DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine, цифровые изображения и обмен ими в медицине) - это индустриальный стандарт для передачи радиологических изображений и другой медицинской информации между компьютерами, опирающийся на стандарт Open System Interconnection (OSI), разработанный Международной организацией по стандартам (International Standards Organization, ISO). Стандарт DICOM описывает «паспортные» данные пациента, условия проведения исследования, положение пациента в момент получения изображения и т.п., для того чтобы в последствии было возможно провести медицинскую интерпретацию данного изображения.

Стандарт позволяет организовать цифровую связь между различным диагностическим и терапевтическим оборудованием, используемым в системах различных производителей. Рабочие станции, Компьютерные (КТ) и Магнитно-резонансные Томографы (МРТ), микроскопы, УЗ-сканеры, общие архивы, хост-компьютеры и мэйнфреймы от разных производителей, расположенные в одном городе или нескольких городах, могут «общаться» друг с другом на основе DICOM с использованием открытых сетей по стандартным протоколам, например TCP/IP.

В связи с тем, что в настоящее время существует возможность обработать по одному снимку из всего массива, то актуальной проблемой на данный момент является задача просмотра и обработки всего массива изображений. Пошаговая обработка каждого снимка, полученного в результате одного обследования (а их количество может исчисляться сотнями) влечет за собой тяжелую работу, которая, как правило, занимает много времени. Тем самым повышается риск постановки неверного диагноза. Необходимо разработать такую систему, которая смогла бы получить общую информацию со всех изображений за один шаг.

Описание выбранных методов

Стандарт DICOM

Понимание стандарта Dicom начинается с раскрытия смысла понятия «сложное

изображение».

Сложное изображение представляет собой элемент серии изображений, полученной при исследовании одного и того же пациента. Кроме элементарного изображения, компонентами сложного изображения могут быть несколько кривых (например, задающих область интереса на обзорном снимке), наложений (растровых текстов с параметрами исследования, фамилией врача-диагноста и т.д.), несколько таблиц (или формул) преобразования пикселей изображения при его визуализации, таблица или формула преобразования пикселей изображения из внутренней формы хранения (используемой производителем данного оборудования), в универсальную внешнюю форму. Стандарт состоит из тринадцати частей, из которых в текущей версии (DICOM 3.0) представлены только девять:

Для получения целостной картины обо всех срезах КТ необходимо построить сечение всех снимков данного массива. Существует два основных типа сечений объектов: поперечное и произвольное, причем первое является частным случаем второго. Также существует и продольное сечение (не во всех случаях), но его можно рассматривать как поперечное, повернув ось объекта на 90 градусов.

Поперечное сечение строится в выбранной точке перпендикулярно оси объекта. Ось строится автоматически и принимает единственное значение прохождения через объект. Рассмотрим снимок нижней челюсти с нанесенной осью и примерами поперечных сечений (рис. 1).

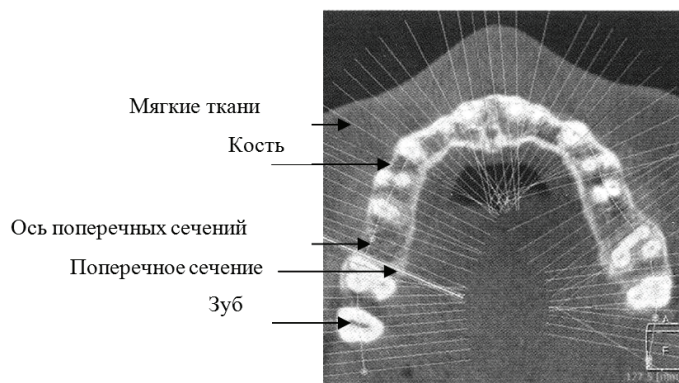


Рисунок 1. Ось нижней челюсти и примеры поперечных сечений

Ось объекта строится следующим образом: производится бинаризация изображения любым. В результате обработки необходимо отделить объект от фона. Определяем на нем «тонкую» часть, путем расчета всех возможных расстояний, и проводим линию, определяющую самую тонкую часть объекта (назовем их определяющими линиями). Середина этой линии и будет точкой, принадлежащей оси объекта. Далее пошагово производится поиск «тонких мест», без учета уже найденных определяющих линий. Обязательным условием для всех линий является то, что они не должны пересекаться, и в случае если эти прямые пересекаются, то из двух берется более короткая, а вторая не учитывается.

Для построения произвольного сечения необходимо выбрать линию сечения. Она может не пересекать ось объекта или объект в целом. Место прохождения линии выбирается произвольно.

В результате определения линии необходимо получить сечение всего массива изображений. Для этого необходимо создать массив линий, каждая из которых соответствует линии сечения каждого снимка. Также необходимо учесть, что если линия сечения расположена под углом к обеим осям, то её длина искажается, по отношению к реальным размерам. Длина сечения на изображении равна большому смещению по оси X или по оси Y. Действительный размер сечения можно определить по теореме Пифагора:

$$D = \sqrt{dx^2 + dy^2}, \quad (1)$$

где D – истинное расстояние (количество пикселей), dx – расстояние по оси абсцисс между точками сечения, dy – расстояние по оси ординат между точками сечения.

Рассчитав размер сечения, необходимо вычислить яркости всех пикселей, т.к. истинный размер сечения больше, чем длина линии сечения на изображении.

Новую яркость пикселей можно рассчитать, учитывая смещение на $\text{tg } \alpha$, где $\text{tg } \alpha$ рассчитывается по формуле:

$$\text{tg } \alpha = \frac{\max(dx, dy)}{\min(dx, dy)} \quad (2)$$

В результате преобразований получаем массив линий в реальном размере, отсутствующие фрагменты между линиями которого можно заполнить различными методами

Зная расстояния между пикселями и физический размер одного пикселя можно рассчитать сечение, учитывая пропорции и истинный размер (рис. 2).

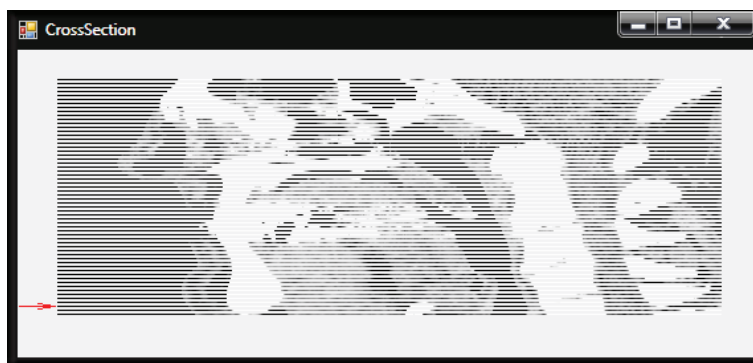


Рисунок 2. Пример построенного сечения

Корректировка результатов

Ни один из существующих методов не может обеспечить стопроцентную вероятность достоверности полученных результатов. Различные методы позволяют обрабатывать изображения с большей или меньшей погрешностью результатов. Для повышения эффективности метода необходимо экспертно оценить погрешность и выявить её зависимость от входных данных (изображений).

Спецификой большинства медицинских изображений является то, что для снимков одних и тех же областей характерны похожие результаты визуализации. Это обусловлено стандартным описанием изображения и стандартными принципами его получения.

Учитывая эту особенность, существует возможность корректировать результаты обработки изображения (результаты бинаризации) с учетом коэффициента корректировки конкретной области. Значения коэффициентов для каждой области определяются опытным путем. Необходимо описать зависимость данного коэффициента от числовых характеристик изображения.

Проанализировав 200 снимков СКТ нижней челюсти, с помощью генетических алгоритмов была выявлена зависимость коэффициента корректировки от следующих параметров: максимальная яркость, минимальная яркость, дисперсия и энтропия (рассчитывается по гистограмме яркостей).

$$K = 1 + \frac{\max - \min}{\max} \cdot \frac{1 - \frac{2 \cdot H}{\log_2 n}}{10 \cdot D}, \quad (3)$$

где \max – максимальное значение яркости пикселя изображения, \min – минимальное значение яркости пикселя изображения, n – количество пикселей изображения, H – энтропия, D – дисперсия.

Энтропия и дисперсия рассчитываются по формулам (4) и (5) соответственно:

$$H = -\sum_{i=1}^N p(i) \log_2 p(i), \quad (4)$$

где N – количество используемых яркостей изображения, $p(i)$ – вероятность i -ой яркости изображения.

$$D = M(X^2) - M(X)^2, \quad (5)$$

где $M(X^2)$ – математическое ожидание квадратов яркостей,
 $M(X)^2$ – математическое ожидание в квадрате.

На рисунке 3 представлено начальное изображение, а на рисунке 4 результаты бинаризации. В результате увеличения порога на величину K (3), получаем изображение, показанное на рис.5.



Рисунок 3. Начальное изображение



Рисунок 4. Результаты бинаризации

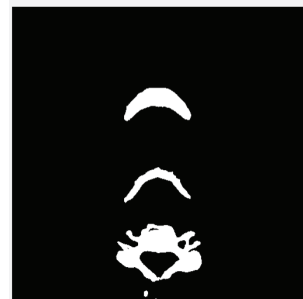


Рисунок 5. Результаты после корректировки

Заключение

Описанные в статье методы позволяют подготовить медицинское изображение для дальнейшего анализа, построить поперечное сечение, произвести бинаризацию.

Построение поперечного сечения позволяет повысить обзорность изображений и снизить время, затраченное на проведение анализа изображений. Работа со стандартом Dicom повысит универсальность разрабатываемого приложения.

Литература

- [1] Федоров А., Бинаризация черно-белых изображений: состояние и перспективы развития [<http://www.philippovich.ru/Library/Books/ITS/wwwbook/ist4b/its4/fyodorov.htm>]
- [2] DICOM Homepage [<http://medical.nema.org/>]
- [3] DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) [<http://www.rsna.org/Technology/DICOM/index.cfm>]
- [4] API to DICOM in C# for Mono – Debian Neuroscience Package Repository [<http://neuro.debian.net/pkgs/opendicom.net.html>]
- [5] Гонсалес Р., Вудс., Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с.
- [6] Яншин В.В., Калинин Г.А. Обработка изображений на языке Си для IBM PC: Алгоритмы и программы. – М.: Мир, 1994. – 241 с.
- [7] Рogaцкий Д.В., Радиодиагностика челюстно-лицевой области. Конусно-лучевая компьютерная томография. Основы визуализации. – Львов: ГалДент, 2010. – 148 с.
- [8] Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии. Учебное пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.
- [9] Parisot Ch., The Basic Structure of DICOM., SSRPM Course – Neuchatel – June 2003
- [10] Роджерс Д., Адамс Дж. Математические основы машинной графики. – М.: Мир, 2001.
- [11] Костомаров Д.П., Фаворский А.П. Вводные лекции по численным методам. – М.: Лотос, 2004. – 184 с.
- [12] Прасолов В. В. Задачи и теоремы линейной алгебры. – М.: Наука, 1996.
- [13] Linda G. Shapiro and George C. Stockman (2001): «Computer Vision», New Jersey, Prentice-Hall, 325 p.