

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ СИСТЕМЫ ОБРАБОТКИ ТОМОГРАММ НОВООБРАЗОВАНИЙ ПЕЧЕНИ

Илюхин Е.Л., группа КСД-01а

Руководитель доц. каф. АСУ Ярошенко Н.А.

В настоящее время в медицинской практике наблюдается тенденция неуклонного роста смертности от онкологических заболеваний желудочно-кишечного тракта, в частности печени. Одним из методов их диагностики является компьютерная томография. Процесс ручной обработки томограмм связан с большими затратами времени и соответственно снижает пропускную способность кабинетов компьютерной томографии (КТ). Поэтому актуальной является разработка специализированной компьютерной системы для обработки томограмм печени с целью диагностики новообразований.

Диагностика с помощью КТ основана на прямых рентгенологических симптомах, т.е. определении точной локализации, формы, размеров отдельных органов и патологического очага, и, что особенно существенно, на показателях плотности или абсорбции. Показатель абсорбции основан на степени поглощения или ослабления пучка рентгеновского излучения при прохождении через тело человека. Каждая ткань в зависимости от плотности, атомной массы по-разному поглощает излучение, поэтому в настоящее время для каждой ткани и органа в норме разработан коэффициент абсорбции (КА) по шкале Хаунсфильда. Согласно этой шкале, КА воды принят за 0 HU, кости, обладающие наибольшей плотностью,— за + 1000 HU, воздух, имеющий наименьшую плотность,— за – 1000 HU. Исходя из этого, для каждого органа выбран средний показатель КА. Для печени в здоровом состоянии он составляет 60–80 HU. Плотность опухоли в большинстве случаев ниже средних показателей плотности печени и колеблется от 40 до 60 HU [3].

Данное направление исследований является относительно новым и до конца не разработанным. В программных продуктах, разработанных на данный момент, выполняется только обработка изображения, которая ограничивается фильтрацией, регулированием яркости и контрастности. При этом данные программные продукты не осуществляют оконтуривание и выделение объектов. Все это врач вынужден осуществлять вручную, что влечет за собой как увеличение времени обработки томограмм, так и появление ошибок. Для решения этих проблем было разработано программное обеспечение, способное с помощью математических методов выделить на имеющейся томограмме объекты, определить их параметры (размеры, площадь, число объектов).

Для определения контуров и их параметров новообразований печени разработан следующий алгоритм:

1. Фильтрация изображения с целью устранения шумов.
2. Повышение контрастности полученного изображения.
3. Выделение контуров на обработанном изображении.
4. Определение параметров полученных контуров.

Для фильтрации исходного изображения принят медианный фильтр, который реализует нелинейную процедуру подавления шумов[2]. Медианный фильтр представляет собой скользящее по полю изображения окно W , охватывающее нечетное число отсчетов. Центральный отсчет заменяется медианой всех элементов изображения, попавших в окно. Двумерный медианный фильтр с окном W определим следующим образом:

$$\hat{x}(n_1, n_2) = \underset{W}{med} y(n_1, n_2) = \underset{W}{med} [y(n_1 + k_1, n_2 + k_2) : (k_1, k_2) \text{ из области } W], \quad (1)$$

где $y(n_1, n_2)$ — значение яркости пикселя исходного изображения с координатами n_1 и n_2 ;

$x(n_1, n_2)$ — значение яркости пикселя отфильтрованного изображения с координатами n_1 и n_2 .

Медианный фильтр используется для подавления аддитивного и импульсного шумов на изображении [1]. Среди медианных фильтров наиболее подходящими для обработки компьютерных томограмм являются следующие типы фильтров:

$$W_1 = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 3 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, W_2 = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}, W_3 = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, W_4 = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 2 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}. \quad (2)$$

Эти фильтры наиболее оптимально подходит для фильтрации компьютерных томограмм, так как они сохраняют перепады яркости и убирают шум с изображений.

Для увеличения контрастности изображения используется метод преобразования локальных контрастов [2]. Основная идея данного метода состоит в том, что для каждого элемента изображения сначала определяется локальный контраст, а потом происходит его нелинейное усиление и восстановление яркости данного элемента изображения из уже скорректированного локального контраста. Основные шаги реализации метода представлены на рис. 1 в виде структурной схемы.

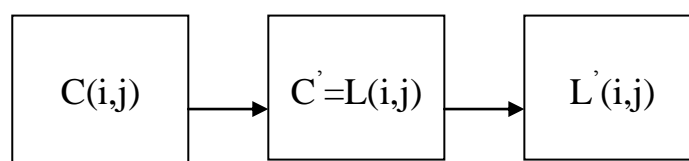


Рисунок 1 — Структурная схема метода усиления локальных контрастов

На первом этапе выбирается элемент $L(i,j)$ с координатами (i,j) исходного изображения L , $L(i,j) \in L$.

На втором этапе вычисляется локальный контраст элемента по формуле:

$$C(i,j) = \frac{|\bar{L}_1(i,j) - \bar{L}_2(i,j)|}{|\bar{L}_1(i,j) + \bar{L}_2(i,j)|}, \quad (3)$$

$$\bar{L}_1(i, j) = \frac{1}{n^2} \sum_{i, j \in W_1} L(i, j), \quad (4)$$

$$\bar{L}_2(i, j) = \frac{1}{n^2} \sum_{i, j \in W_2} L(i, j), \quad (5)$$

где $m=3n$, $n>1$.

Области W_1 и W_2 представляют собою скользящие окна в виде квадрата с центром в элементе с координатами (i, j) . Скользящее окно W_1 размещено внутри скользящего окна W_2 .

Третий этап рассматриваемого метода состоит в нелинейном усилении локального контраста

$$C'(i, j) = \varphi[C(i, j)], \quad (6)$$

где $\varphi[C(i, j)]$ — нелинейная монотонная функция, которая удовлетворяет условиям

$$C(i, j) \in [0, 1], \varphi[C(i, j)] \geq C(i, j), \varphi[C(i, j)] \in [0, 1]. \quad (7)$$

Функция $\varphi[C(i, j)]$ является монотонно возрастающей и определенной на промежутке $[0, 1]$. За функции $\varphi[C(i, j)]$ принимаются степенные, экспоненциальные, логарифмические и гиперболические функции.

На четвертом этапе происходит восстановление элемента изображения с координатами $C(i, j)$ и скорректированного контрастом $C'(i, j)$. Для этого используют следующее выражение:

$$\bar{L}'_1(i, j) = \begin{cases} \bar{L}'_2(i, j) \frac{1 - C'(i, j)}{1 + C'(i, j)} & \text{при } \bar{L}'_1(i, j) \leq \bar{L}'_2(i, j), \\ \bar{L}'_2(i, j) \frac{1 + C'(i, j)}{1 - C'(i, j)} & \text{при } \bar{L}'_1(i, j) > \bar{L}'_2(i, j), \end{cases} \quad (8)$$

При использовании этого метода результирующее изображение получается размытым. Для устранения этого недостатка используется вместо усредненного значения $\bar{L}_1(i, j)$ значение центрального элемента $L_1(i, j)$. То есть область W_1 вырождается в центральный элемент $L_1(i, j)$ и принимает размеры $n=1$.

Для обнаружения новообразований на томограмме печени используется предварительная бинаризация и последующее нахождение контуров объектов. Бинарное изображение — это изображение, пиксели которого могут принимать только два значения яркости: 0 и 255, которые обозначают соответственно черный и белый цвет. В программе бинаризация задана вводом границ области яркости, соответствующих яркости новообразований печени. При этом пиксели, имеющие яркость внутри заданной области яркостей примут значение 255 (белый цвет), а остальные пиксели — 0 (черный цвет).

Выделение границ осуществляется пороговым методом [1,2]. В основе этого метода лежит нахождение границ, представляющих собой кривые на изображении, вдоль которых происходит резкое изменение яркости или ее производных по пространственным переменным. Выделение границы объекта сводится к анализу пикселей объекта, которое производится по принципу 8-ми связанности. Точка считается принадлежащей контуру, если одновременно выполняются два условия:

1. Эта точка принадлежит объекту (в данном случае имеет яркость 255);
2. Эта точка имеет хотя бы одну соседнюю точку, которая не принадлежит объекту (в данном случае имеет яркость 0).

Оконтуривание осуществляется по следующему алгоритму:

1. Оконтуривание начинается с верхнего левого края томограммы.
2. Происходит поиск первой точки, в которой происходит перепад яркостей, она является началом первого контура.
3. Для данной точки по принципу 8-ми связанности осуществляется поиск соседних точек, в которых также осуществляется перепад яркостей. Они также входят в данный контур. Процесс продолжается до нахождения всех точек данного контура.
4. После формирования контура осуществляется поиск точки, в которой происходит перепад яркостей, но которая не была включена в какой-либо контур. Эта точка дает начало новому контуру.

5. Шаги 3 и 4 повторяются до тех пор, пока все точки, являющиеся граничными, не будут включены в контуры.
6. Осуществляется подсчет числа объектов, а также определяется их площадь и размеры.
7. Полученные контуры наносятся на исходное изображение, для визуализации найденных объектов.

Кроме оконтуривания новообразований программа выполняет следующие функции: изменение яркости изображения; масштабирование изображения в диапазоне от 25% до 400%; определение плотности отдельных участков печени в единицах Хаунсфилда; построение гистограммы зависимости «яркость пикселя — частота появления пикселя с данной яркостью на томограмме»; сохранение в файл обработанного изображения; инвертирование изображения; нахождение расстояния между 2 точками на томограмме; нахождение угла между 2 проведенными прямыми.

Направлением дальнейших исследований является программное определение типа новообразования печени и постановка диагноза. Для этого предполагается использование нейронных сетей. Входными данными для нейронных сетей кроме данных, полученных при обработке томограмм, будут результаты опроса пациентов, данные гистологического обследования, а также результаты анализа крови на содержание опухолевых маркеров. Анализ числа, размеров и площади объектов даст возможность определить стадию заболевания.

Перечень ссылок

1. Павлидис Т. Алгоритмы машинной графики и обработки изображений. — М.: Радио и связь, 1986. — 399 с.
2. Прэтт У. Цифровая обработка изображений. Кн. 2. — М.: Мир, 1982. — 784 с.
3. Габуния Р.И. Компьютерная томография в клинической диагностике. — М.: Медицина, 1995. — 384с.