

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММЫ В СРЕДЕ MATHCAD ДЛЯ ОБРАБОТКИ ЦИФРОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ РЕНТГЕНОГРАММ

О.С. Собянин, С.П. Пронин

Алтайский государственный технический университет им. И.И. Ползунова
г. Барнаул

Разработана программа фильтрации цифровых изображений в среде MathCad. Достоинством программы является ее наглядность и возможность задавать любую маску для фильтрации. Программа апробирована на известных фильтрах. Программа может быть использована для учебных целей в учебных заведениях по дисциплине "Цифровая обработка изображений", для проведения лабораторных исследований, для подготовки специалистов в области медицины.

Ключевые слова: программа, пространственный фильтр, цифровое изображение.

Рентгенограммы – неотъемлемая часть диагностики пациента. Они переводятся в цифровую форму и отправляются от рентгенолога к врачу по сети. Существуют программы по обработке рентгенограмм, но не все алгоритмы заложены в этом ПО либо они слишком дорогостоящие.

В сложных ситуациях постановки диагноза необходимы специалисты высокого уровня, требующие длительной подготовки. Разработанная программа для обработки цифровых изображений рентгенограмм позволит уменьшить время для подготовки специалистов.

Применение различных алгоритмов обработки рентгенограмм позволит улучшить качество правильной постановки диагноза [1,2].

Цель работы – разработка программы для обработки цифровых изображений рентгенограмм в среде MathCad и ее апробация.

Программа для обработки цифровых изображений рентгенограмм в среде MathCad состоит из нескольких блоков.

$f0 := \text{READBMP}('F:\backslash\text{bmp}\backslash 111.\text{bmp}')$

Рисунок 1 – Считывание цифрового изображения рентгенограммы в переменную f0

$f0 =$

	0	1	2
0	155	151	155
1	152	153	...

Рисунок 2 – Вывод на рабочий стол матрицы значений относительной интенсивности

$K2 := 3$

$L2 := 3$

Рисунок 3 – Задание количества столбцов и строк маски фильтра

$$b := \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

Рисунок 4 – Задание матрицы фильтра

$M2 := 251$

$N2 := 306$

Рисунок 5 – Задание количества строк и столбцов в матрице относительной интенсивности области, представляющей интерес в цифровом изображении рентгенограммы

```
f :=
for k ∈ 0..(N2 - L2)
  for j ∈ 0..(L2 - 1)
    for i ∈ 0..(M2 - K2)
      s ← submatrix(f0, i, i + K2 - 1, j + k, j + k) · b(j)
      b1i,j ← s
    for i ∈ 0..(M2 - K2)
      s ← 0
      for j ∈ 0..(L2 - 1)
        s ← s + b1i,j
        b2i,k ←  $\frac{s}{p}$ 
      b2
```

Рисунок 6 – Основная функция обработки цифровых изображений рентгенограмм

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММЫ В СРЕДЕ MATHCAD ДЛЯ ОБРАБОТКИ ЦИФРОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ РЕНТГЕНОГРАММ

На рисунке 6 предствлена функция обработки, где:

for $k \in 0..(N2 - L1)$ – организация цикла смещения маски фильтра;
 for $j \in 0..(L2 - 1)$ – организация цикла умножения элементов маски фильтра;
 for $i \in 0..(M2 - K2)$ – организация цикла смещения маски фильтра по столбцу;
 $s \leftarrow \text{submatrix}(f0, i, i + K2 - 1, j + k) b^{(j)}$ – скалярное умножение элементов столбцов маски фильтра на элементы столбов изображения;
 $b1_{i,j} \leftarrow s$ – организация вычислений по трем столбцам;
 for $i \in 0..(M2 - K2)$ – организация цикла суммирования элементов матрицы b1 по строкам;
 $s \leftarrow 0$ – обнуление суммы после вычисления суммы по строке;
 for $j \in 0..(L2 - 1)$ – организация цикла умножения элементов маски фильтра по изображению;
 $b2_{i,k} \leftarrow \frac{s}{p}$ – присваивание значений построчно в матрицу b2, где p–коэффициент корректировки сигнала.

$f0 := \text{READBMP}("G:\text{bmp}\text{111.bmp}")$

	0	1	2	
f0 =	0	155	151	155
	1	152	153	...

$K2 := 3$ $L2 := 3$

$p := 16$ Коэффициент корректировки сигнала

$$b := \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

Эти цифры определены из матрицы изображения

$M2 := 251$ Количество строк

$N2 := 306$ Количество столбцов

```
f :=
for k ∈ 0..(N2 - L2)
  for j ∈ 0..(L2 - 1)
    for i ∈ 0..(M2 - K2)
      s ← submatrix(f0, i, i + K2 - 1, j + k, j + k) · b(j)
      b1i,j ← s
    for i ∈ 0..(M2 - K2)
      s ← 0
      for j ∈ 0..(L2 - 1)
        s ← s + b1i,j
        b2i,k ←  $\frac{s}{p}$ 
      b2
```

Рисунок 7 – Рабочий стол MathCad с разработанной программой

Для апробации программы были воспроизведены некоторые алгоритмы обработки изображений. На рисунке 8 приведена исходная рентгенограмма.



Рисунок 8 – Исходная рентгенограмма

Фильтр Гаусса относится к числу сглаживающих фильтров. Основное применений сглаживающих фильтров - шумоподавление. Поскольку шум меняется независимо от пикселя к пикселю, шумы соседних пикселей при суммировании будут компенсировать друг друга. Чем больше окно фильтрации, тем меньше будет усредненная интенсивность шума, однако побочным действием таких фильтров - существенное размытие деталей изображения. Шумоподавление при помощи фильтра усреднения имеет существенный недостаток: все пиксели в маске фильтра на любом расстоянии от обрабатываемой точки оказывают на результат одинаковый эффект. Более эффективное шумоподавление можно осуществить, если влияние пикселей на результат будет уменьшаться с увеличением расстояния. Так устроена гауссовская фильтрация [3-7]. На рисунке 8 приведено изображение рентгенограммы обработанное фильтром Гаусса. Матрица фильтра отражена на рисунке 7.



Рисунок 9 – Рентгенограмма, обработанная фильтром Гаусса 3x3

Если сглаживающие фильтры снижают локальную контрастность изображения, размывая его, то контрастоповышающие фильтры производят обратный эффект и, по существу, являются фильтрами высоких пространственных частот. Ядро контрастоповы-

шающего фильтра в точке (0, 0) имеет значение, большее 1, при общей сумме значений, равной 1.

В общем виде матрицу фильтрации записывают как [8]:

$$b = \begin{vmatrix} 0 & -a & 0 \\ -a & 1 + 4a & -a \\ 0 & -a & 0 \end{vmatrix} \quad (1)$$

При значении $a = 1$ получен результат, показанный на рисунке 9.



Рисунок 10 – Результат фильтрации исходной рентгенограммы фильтром (1) при значении коэффициента $a = 1$

К предыдущему методу фильтрации близок метод свертки исходного изображения с корреляционной маской (фильтром) [8]. Маска имеет вид:

$$b = \begin{vmatrix} \rho_n \rho_k & -\rho_n (1 + \rho_k^2) & \rho_n \rho_k \\ -\rho_k (1 + \rho_n^2) & (1 + \rho_n^2)(1 + \rho_k^2) & -\rho_k (1 + \rho_n^2) \\ \rho_n \rho_k & -\rho_n (1 + \rho_k^2) & \rho_n \rho_k \end{vmatrix} \quad (2)$$

Реализация фильтрации с применением этой маски показана на рисунке 10. Коэффициенты корреляции между соседними отсчетами заданы и равны: $\rho_n = \rho_k = 0,1$



Рисунок 11 – Результат фильтрации исходной рентгенограммы фильтром (2) при значении коэффициентов корреляции $\rho_n = \rho_k = 0,1$

Выводы

Разработана программа фильтрации цифровых изображений в среде MathCad. Достоинством программы является ее наглядность и возможность задавать любую маску для фильтрации. Программа апробирована на известных фильтрах. В качестве недостатка следует отметить большое время обработки для изображений с размерами 1000×1500 пикселей. Оно составляет около 5 сек.

Разработанная программа может быть использована для учебных целей в учебных заведениях по дисциплине "Цифровая обработка изображений", для проведения лабораторных исследований, для подготовки специалистов в области медицины.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Беликова Т.П., Лапшин В.В., Яшунская Н.И.//Мед.техника. – 1995. – № 1 – С. 7525.
2. Рентгенотехника: Справочник. В 2-х кн. 2/ А.А. Алтухов, К.В. Ключева. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Машиностроение, 1992. – 368 с.
3. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений, М. Техносфера 2005 - 1072с.
4. Gonzalez R.C., Woods R.E., Eddins S.L. Digital Image Processing Using Matlab.
5. Прэтт.У. Цифровая обработка изображений, том 1, М.: Мир, 1982 – 312с.
6. Прэтт.У. Цифровая обработка изображений, том 2, М.: Мир, 1982 – 480с.
7. Ярославский Л.П.- Введение в цифровую обработку изображений, М.: Сов. Радио, 1979 – 312с.
8. Красильников Н.Н. Цифровая обработка 2D и 3D-изображения: учеб. пособие. – СПб.: БХВ-Петербург 2011. – 608 с.

Пронин Сергей Петрович – д.т.н., профессор, тел.: 8-913-085-96-65, e-mail: sppronin@mail.ru
Собянин Олег Сергеевич – магистрант АлтГТУ.