

ангиограммах предпочтительнее производной гауссиана. Оценены характеристики выделения дерева сосудов на ангиограммах до и после вычисления скелетона, которые изменились следующим образом: вероятность ошибки 1-го рода сократилась на 21,5%, а вероятность ошибки 2-го рода возросла на 14%.

Литература:

1. Frangi A.F., Niessen W.J., Vincken K.L., Viergever M.A. Multiscale vessel enhancement filtering // Lecture Notes in Computer Science. — 1998. — Vol. 1496. — Р. 130 — 138.
2. Полякова М.В. Сегментация изображений сосудов на ангиограммах в пространстве коэффициентов преобразования с обобщенными вейвлет-функциями // Компьютинг. — Тернополь: «Економічна думка», 2011. — В печати 10 с.
3. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. — Москва-Ижевск: Изд-во РХД, 2001. — 464 с.
4. Давыдов В.О. Автоматизация технологического процесса регистрации номеров при управлении транспортными потоками: Спец. 05.13.07 – «Автоматизация технологических процессов»: Дис. на соискание науч. ст. к.т.н. /Науч. рук. М.В.Максимов. – Одесса: ОНПУ, 2004. – 155 с.
5. Ильясова Н.Ю., Ковалев А.А., Куприянов А.В., Храмов А.Г. Восстановление связности линий на бинарных изображениях древовидных структур // Компьютерная оптика. — 2002. — № 23. — С. 58 — 61.
6. Полякова М.В., Крылов В.Н., Гуляева Н.А., Прущак Т.В. Автоматизированная система анализа и распознавания вентрикулограмм на базе репагулярного вейвлет-преобразования // Компьютинг. — 2010. — Т. 9, № 4. — С. 51 — 57.

Самойлюк Е.В., Полякова М.В.

Метод активных контуров сегментации изображений с использованием свертки векторных полей

В настоящее время в медицинских учреждениях Украины нашли широкое применение компьютеризированные диагностические системы, использующие для выявления патологий ультразвуковые снимки. Ультразвуковое исследование (УЗИ) сердца (эхокардиография) и сосудов позволяет получить изображение сердца, его четырех камер, клапанов, все это видно в движении в реальном масштабе времени. УЗИ сердца и сосудов в медицинской практике применяется для диагностики ишемической болезни сердца — стенокардии, инфаркта миокарда, состояний после перенесенного инфаркта миокарда; болезней мышечной и наружной оболочек сердца (кардиомиопатии, перикардиты). Однако в большинстве этих диагностических

систем недостаточно используются возможности современных информационных технологий для постановки предварительного диагноза.

В последние годы одним из направлений развития информационных технологий является обработка цифровых изображений: улучшение качества изображения, восстановление поврежденных изображений, распознавание отдельных элементов и всего изображения в целом. Особую важность при обработке изображений УЗИ имеет процедура сегментации.

Сегментация — это разбиение сигналов изображений на однородные по какому либо признаку или набору признаков области. Целью сегментации является сокращение объема обрабатываемой при распознавании информации. Результатом сегментации изображения является множество сегментов, которые вместе покрывают всё изображение, или множество контуров, выделенных из изображения. Все пиксели сегмента схожи по некоторому признаку, например по цвету, интенсивности или текстуре. Соседние сегменты значительно отличаются по этой характеристике.

Сегментация изображения УЗИ проводится по интенсивности, для чего при высоком уровне помех используются методы активных контуров [1-3]. В результате работы этих методов минимизируется энергетический функционал, состоящий обычно из 2-х слагаемых: внутренней энергии, ограничивающей гладкость контура и внешней энергии, направляющей эластичный контур к интересующим особенностям изображения.

В [1-2] была определена внешняя сила для метода активных контуров, получившая название свертки векторных полей (СВП). Она не только охватывает большую область изображения за счет диффузии векторов градиента при подчеркивании контура и способна обрабатывать вогнутые фрагменты контура, но и помехоустойчива, меньше зависит от инициализации параметров, имеет меньшую вычислительную сложность по сравнению с другими способами определения внешней силы [1-2]. Эта внешняя сила вычисляется путем свертки изображения с подчеркнутыми контурами с векторным полем.

Свертка векторных полей применяется к подчеркнутому изображению. Так как УЗИ изображение содержит спекл-шум, перед подчеркиванием к нему применяется удаление шума с помощью анизотропной диффузии. Это размывает исходное изображение и увеличивает погрешность выделения контура. Для того чтобы избежать этого недостатка, в данной работе предлагается перед применением СВП для подчеркивания изображения использовать свертку с обобщенной вейвлет-функцией с компактным носителем.

Целью работы является повышение качества сегментации методом активных контуров путем применения преобразования с обобщенными вейвлет-функциями с компактным носителем. Для ее достижения ставился ряд задач:

- анализ существующих модификаций метода активных контуров сегментации изображений;
- разработка метода активных контуров сегментации изображений с применением вейвлет-преобразования;
- исследование разработанного метода на тестовых изображениях.

Преимущества применения ультразвука в медицинской диагностике очевидны. Однако, известны также ограничения и недостатки метода ультразвуковой диагностики. Одной из главных и трудноразрешимых до настоящего времени проблем, является спекл-шум, который значительно влияет на восприятие изображения и приводит к тому, что оно выглядит «зернистым». Поэтому перед сегментацией изображений УЗИ выполняется подавление шума.

Спекл-шум в ультразвуковых медицинских сканерах (как и во всех сканирующих системах с когерентным формированием изображения), вызван энергетическими помехами из-за беспорядочно распределенных отражателей сигнала, слишком мелких для того, чтобы их могла отобразить система. Поэтому, основная задача технологий подавления этих помех, состоит в их выделении и фильтрации без потери полезной информации о структуре тканей. В конечном итоге ультразвуковая «картина» органов и тканей становится более понятной и легкой для «чтения». В работе [3] для удаления спекл-шума применялась анизотропная диффузия.

Основная идея данного подхода заключается в следующем. Шумоподавление производится путем выравнивания интенсивностей пикселей с помощью уравнения теплопроводности:

$$I_t = c \cdot \Delta I \quad (1)$$

где c – коэффициент теплопроводности, а ΔI – градиент интенсивности изображения.

В случае анизотропной диффузии коэффициент теплопроводности c зависит от градиента интенсивности изображения:

$$c(\Delta I) = \exp\left(-\left(\frac{|\nabla I|}{k}\right)^2\right), \quad (2)$$

где k — постоянная.

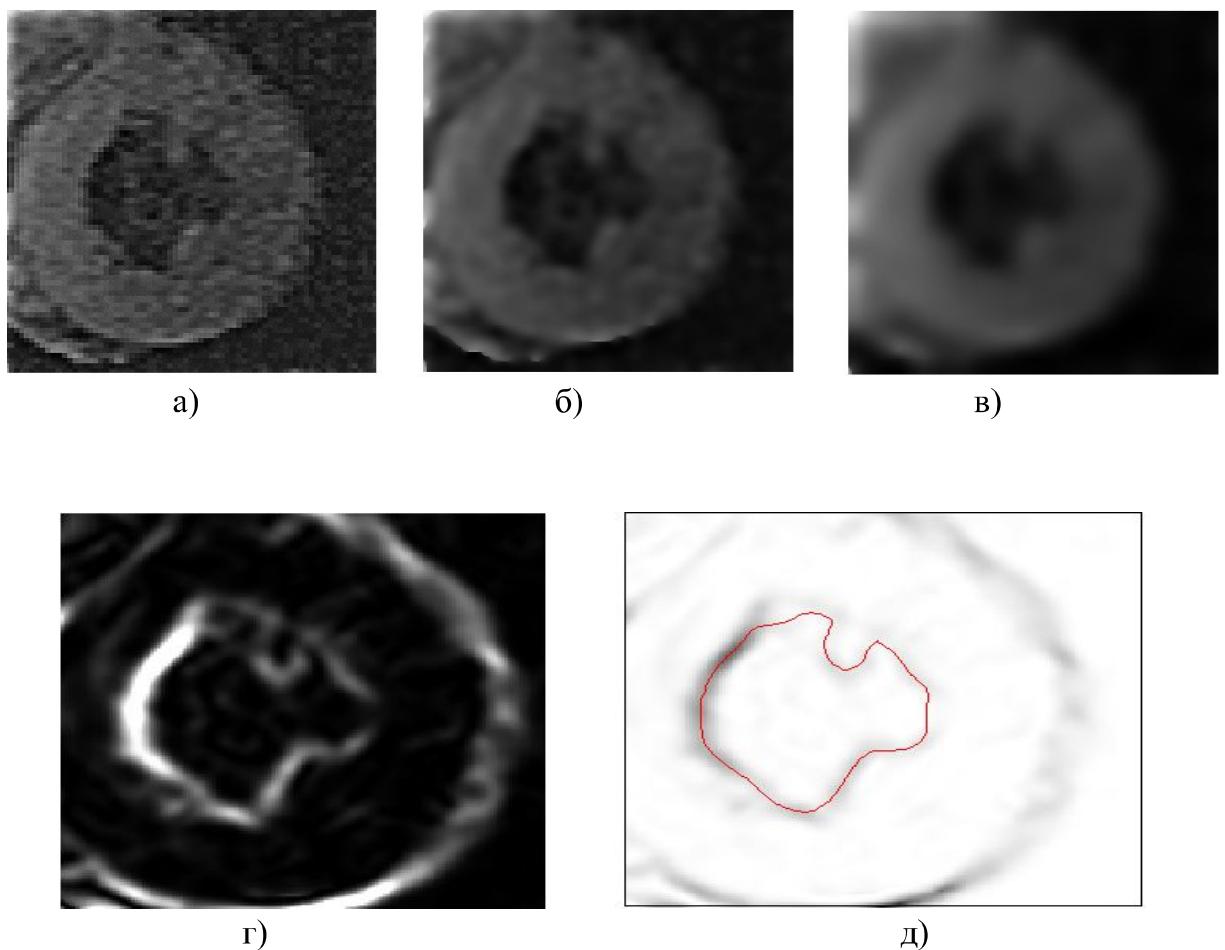
Т. к. на границах объектов изображения интенсивность значительно изменяется, то коэффициент теплопроводности (2) будет небольшим и, как следствие, распространение интенсивности через границу объекта будет минимальным. Иными словами, происходит меньшее размывание границ объекта, чем при изотропной диффузии с постоянным коэффициентом теплопроводности. На зашумленных областях однородной интенсивности, наоборот, изменение интенсивности пикселей незначительно, поэтому интенсивности пикселей таких областей сглаживаются.

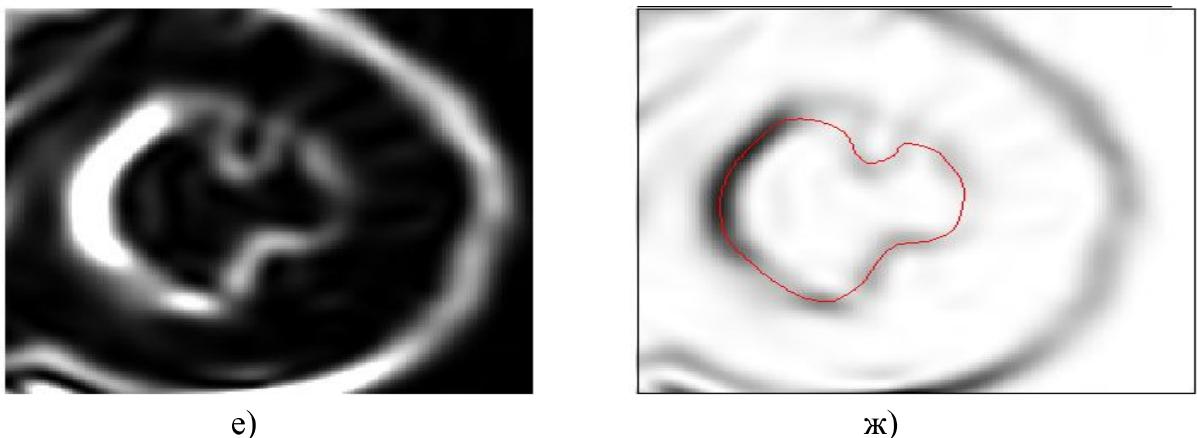
Недостатком использования анизотропной диффузии для удаления шума на изображениях УЗИ являются размытые границы объектов, что увеличивает погрешность выделения контура. Применим для подчеркивания изображения перед применением метода активных контуров, на основе СВП, свертку с обобщенной вейвлет-функцией с компактным носителем.

Для построения этой функции применяется каскадный алгоритм [4], в результате использования которого получаем вычисленные значения обобщенной вейвлет-функции $\psi(x)$ с компактным носителем в виде дискретных последовательностей $\{\psi_n^j\}_{n=0}^{N_j}$, $j = 1, 2, \dots$, где N_j — количество коэффициентов j -й последовательности, j — количество итераций каскадного алгоритма. Последовательности $\{\psi_n^j\}_{n=0}^{N_j}$, $j = 1, 2, \dots$, предложено использовать в качестве коэффициентов фильтров для обработки изображений. Однако следует учитывать только те коэффициенты фильтров, которые влияют на результат обработки изображений, т. е. превышающие по модулю фиксированное число, например 0,1.

Метод активных контуров на основе СВП применяется к результату свертки исходного изображения с обобщенной вейвлет-функцией с компактным носителем.

На рис. 1 представлены результаты обработки УЗИ изображения с использованием обобщенной вейвлет-функции с компактным носителем.





е)

ж)

Рис. 1 – Исходное УЗИ изображение камеры сердца (а); результат применения анизотропной диффузии (количество итераций 50) (б); результат применения анизотропной диффузии (количество итераций 200) (в); изображение, подчеркнутое с помощью обобщенной вейвлет-функцией с компактным носителем (г); результат применения метода активных контуров на основе СВП (д) к изображению с рис. 1, г; изображение, подчеркнутое с помощью гиперболы (е); результат применения метода активных контуров на основе СВП (ж) к изображению с рис. 1, е.

В заключение можно сказать, что в результате анализа литературы в качестве метода сегментации изображений УЗИ выбран метод активных контуров с применением СВП.

Т. к. главным недостатком ультразвукового изображения является спекл-шум, для его подавления использовалась анизотропную диффузию. После этого для подчеркивания изображения перед применением метода активных контуров на основе СВП предлагается применять свертку с обобщенной вейвлет-функцией с компактным носителем.

После исследований, проведенных на реальных изображениях, было показано, что в результате применения анизотропной диффузии границы объекта на исходном изображении УЗИ размывались (см. рис. 1, в). Но в результате применения метода активных контуров на основе СВП к данному изображению (рис. 1, д), стало очевидно, насколько данный метод улучшает и упрощает обработку изображения УЗИ даже в условиях высоких помех. Выделенный контур более близок к контуру реального объекта, в сравнении с изображением подчеркнутым с помощью гиперболы, представленным на рис. 1, е. Подчеркивание изображения при помощи обобщенной вейвлет-функцией с компактным носителем также позволило снизить количество итераций анизотропной диффузии и, как следствие сократить время обработки.

Література:

1. C. Xu and J. L. Prince, “Snakes, shapes, and gradient vector flow,” *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 7, no. 3, Mar. 1998. — pp. 359–369.

2. C. Xu and J. L. Prince, “Generalized gradient vector flow external forces for active contours,” *Signal Process.*, vol. 71, 1998. — pp. 131–139.
3. Y. Yu and S. T. Acton, “Speckle reducing anisotropic diffusion,” *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 11, no. 11, Nov. 2002. — pp. 1260–1270.
4. Bing Li, and Scott T. Acton ,” Active Contour External Force Using VectorField Convolution for Image Segmentation”, *IEEE Trans. ImageProcess*, VOL.16,NO.8,AUGUST 2007.
5. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. — Москва-Ижевск: Изд-во РХД, 2001. — 464 с.

Соловьева А.А.

Изучение аппарата Сетей Петри

Сети Петри – математический аппарат для моделирования динамических дискретных систем. Впервые описаны Карлом Петри в 1962 году. Теория сетей Петри делает возможным моделирование системы математическим представлением ее в виде сети Петри, анализ ее помогает получить важную информацию о структуре и динамическом поведении моделируемой системы.

Систематическое изучение свойств сетей Петри началось на рубеже 60-70 годов и продолжается сегодня. Среди авторов, в разное время занимавшихся исследованиями в области сетей Петри, можно отметить Н.А.Анисимова, К.Йенсена, О.Л.Бандман, В.Е.Котова и многих других.

Некоторые из идей Петри подняты недавно, а некоторые до сих пор ждут своего часа. Так В.Е.Котов в своей книге «Сети Петри» отмечает: «Хотя к настоящему времени фронт работ существенно расширился, теория сетей Петри еще неизвестна широко» [1].

Таким образом, данная область ещё до конца не исследована и её потенциал не раскрыт. В наше время, это очень актуальный вопрос, который обусловлен тем, что в последние годы развитие вычислительной техники характеризуется не столько увеличением числа элементов, участвующих в обработке данных, сколько усложнением структуры их взаимосвязи, управления взаимодействием. Качественно новый характер взаимодействия в современных вычислительных системах послужил причиной появления новых задач, связанных с анализом, моделированием и представлением причинно-следственных связей в сложных системах параллельно действующих объектов. Мощное средство решения этих задач – сети Петри, изучение которых является целью данной работы.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Рассмотреть основные понятия, касающиеся структуры Сетей Петри.
2. Определить особенности модификаций Сетей Петри, которые можно условно разделить на 2 категории:
 - Сети Петри с «ограничениями».
 - Расширенные конфигурации Сетей Петри.