

УДК 611.1:004

МОДИФІКАЦІЯ І ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДУ СЕГМЕНТАЦІЇ АНГІОГРАМ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ МОРФОЛОГІЧНОЇ ОБРОБКИ

В.М. Крилов, д.т.н., професор

М.В. Полякова, к.т.н., доцент

О.В. Іщенко, асистент

К.В. Лук'янчук

Одеський національний політехнічний університет, Одеса, Україна

Крилов В.М., Полякова М.В., Іщенко О.В., Лук'янчук К.В. Модифікація і дослідження методу сегментації ангиограм із застосуванням морфологічної обробки.

Модифіковано метод сегментації ангиограм із застосуванням вейвлет-функцій шляхом використання математичної морфології на етапі видалення петель зі скелетона судини. Знижено стандартне відхилення мінімальної відстані від скелетона отриманого бінарного зображення до скелетона зображення, що є результатом сегментації тієї ж ангиограми експертом.

Ключові слова: скелетон, математична морфологія, сегментація, ангиограма

Крылов В.Н., Полякова М.В., Ищенко А.В., Лукьянчук Е.В. Модификация и исследование метода сегментации ангиограмм с применением морфологической обработки.

Модифицирован метод сегментации ангиограмм с применением вейвлет-функций путем использования математической морфологии на этапе удаления петель из скелетона сосуда. Снижено стандартное отклонение минимального расстояния от скелетона полученного бинарного изображения до скелетона изображения, который является результатом сегментации той же ангиограммы экспертом.

Ключевые слова: скелетон, математическая морфология, сегментация, ангиограмма

Krylov V.N., Polyakova M.V., Ishchenko A.V., Lukyanchuk K.V. Modification and research method of the angiogram's segmentation using morphological processing.

The method for segmentation of angiograms using wavelets and mathematical morphology at the stage of removal of loops with vessel skeleton is modified. The standard deviation of the minimum distance from the binary image of obtained skeleton to skeleton of the image resulting from the segmentation of the same angiogram by expert is decreased.

Keywords: skeleton, mathematical morphology, segmentation, angiogram

В наш час для діагностики уражень судин в кардіології активно застосовується ангиографічне дослідження коронарних судин, яке спрямоване на верифікацію діагнозу ішемічної хвороби серця, уточнення локалізації ураження судинного русла, на основі чого лікарем визначається лікування [1]. Тобто, ангиографія - метод контрастного рентгенологічного дослідження кровоносних судин, який вивчає їх функціональний стан. Використовуючи комп'ютерну технологію, лікар отримує можливість виділяти на знімку необхідні ділянки для більш детального дослідження, змінювати параметри зображення, – яскравість, контрастність, – підкреслювати контури об'єктів, а також створювати тривимірну картину [2].

Результати, отримані на сучасному обладнанні, характеризуються дуже великим розміром 3D-даних високого дозволу [2].

Для побудови трьохмірної моделі судин до послідовності ангиографічного зображення повинні застосовуватися методи зменшення розмірів масивів, при цьому зберігаючи максимально можливу кількість інформації. Один з таких методів – скелетизація об'єктів. Головна мета побудови скелетона судини – формування його 3D-моделі. Для цього ми беремо початкове зображення та будуємо скелетон судини. Потім отримуємо бінарне зображення, за допомогою якого будуємо 3D-модель судини [2]. Вона є більш зручною у використанні і більш інформативною, що спрощує подальшу роботу лікаря і визначення правильного діагнозу. Під поняттям скелетон ми розуміємо виділення середніх ліній дерева судин на бінарному зображенні [3]. У двовимірному випадку середня лінія (скелет) фігури – це множина кривих, які визначаються як геометричне місце точок, які мають, принаймні, дві найближчі точки границі фігури, у той час, як бінарне зображення – це різновид цифрових растрових зображень, де значення кожного пікселя умовно кодується, як «0» і «1». При побудові скелетона судин, ми не повинні забувати про особливості медичних зображень, таких як завади, геометричні та оптичні спотворення, нечіткі границі об'єктів, динаміч-

на зміна об'єктів, – з їх допомогою не можна побудувати стійкі до шумів середні лінії. Результат використання існуючих методів виділення скелетону є незадовільним через погану якість виділеного скелетону та наявність петель на ньому [4]. Для поліпшення результату в цієї роботі була використана морфологічна обробка зображення, яка потребує невеликі обчислювальні затрати.

Метою роботи було підвищення якості виділення скелетону на зображенні ангиограм шляхом морфологічної обробки. Для досягнення поставленої мети вирішуються такі задачі:

- аналіз методу із застосуванням узагальнених вейвлет-функцій для сегментації зображень судин на ангиограмах [4];

- поліпшення якості скелетону шляхом видалення петель;
- вибір показників якості виділення скелетону зображення ангиограми цим методом;
- оцінювання вибраних показників на зображеннях ангиограм коронарних судин і аналіз результатів.

В нашому випадку об'єктом дослідження є зображення ангиограм серця, яке отримано за допомогою сучасного ангиографічного обладнання, спеціально призначеного для отримання ангиограм для дослідження. На рис. 1 зображено, яким чином проходить обробка ангиографічних зображень [1].



Рис. 1. Функціональна схема автоматизованої обробки ангиографічних зображень

Наша робота присвячена удосконаленню та модифікації методу сегментації ангиограм із застосуванням вейвлет-функцій. Метод, який ми використовували, представлений на схемі (рис.2) [4]. Удосконалення методу полягало в тому, що ми додавали одну процедуру до вже існуючого методу, а саме – процедуру видалення петель зі скелетону. За допомогою цієї процедури ми покращили якість виділеного скелетону.

Запропонована модифікація методу представлена на схемі (рис.3).

В роботі запропонована така методика видалення петель:

- задаємо поріг на розмір петлі, яку необхідно видалити;
- створюємо масиви, в яких ми будемо зберігати інформацію про петлі;
- знаходимо замкнуті чотирьох зв'язкові області на зображенні, що відповідають петлям;

ознакою цих областей є чорна область в оточенні білого контуру;

- будуємо матрицю нулів A_1 такого ж розміру, як наше зображення;
- у циклі перебираємо виділені петлі і перевіряємо, чи не перевищує область, яку оточує петля, заданий поріг;
- на нашому чорному зображенні A_1 (матриці нулів) знайдені петлі зафарбовуємо білим;
- проводимо дилатацію зображення A_1 , для того, щоб включити контур в петлі;
- до інвертованого зображення A_1 і вихідного зображення скелетона застосовуємо операцію логічного множення "і". Отримаємо скелетон без петель, але з розривами, які ми повинні з'єднати;
- задаємо максимальну відстань для відрізків, які будемо з'єднувати;

- перебираємо фрагменти зображення, які відповідають видаленим петлям та для кожного фрагмента знаходимо кінцеві точки на скелетоні;
- знаходимо індекси кінцевих точок розривів і будуємо матрицю відстаней між кінцевими точками;
- обчислюємо відстань між кінцевими точками;
- перевіряємо умову: "якщо отримана відстань більше максимальної, то такі точки, що знаходяться на великій відстані одна від одної, не розглядаємо", в іншому випадку, якщо отримана відстань більше нуля і не перевищує максимальну, використовуємо алгоритм Брезенхема для з'єднання відрізків [5].

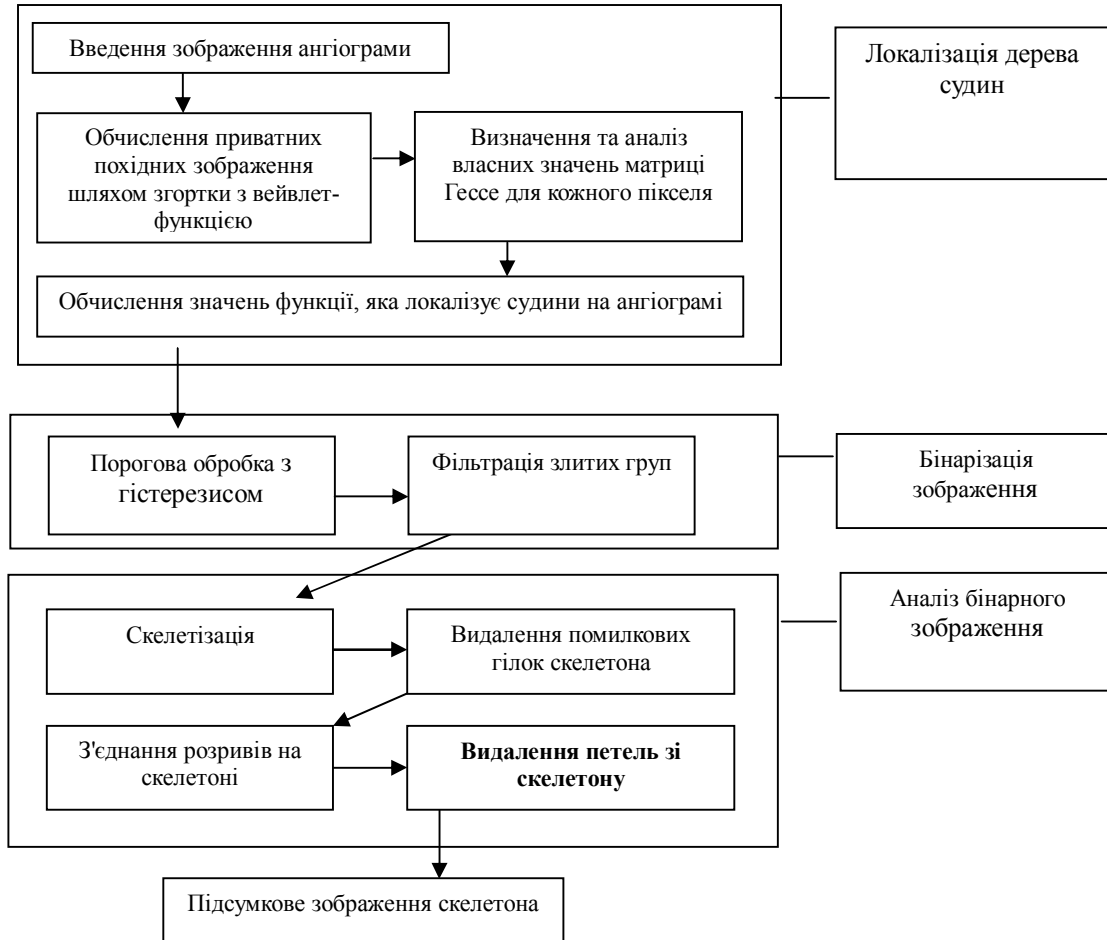


Рис. 2. Функціональна схема методу сегментації зображень судин на ангиограмах в просторі перетворення з узагальненими вейвлет-функціями та аналізу результатів сегментації.

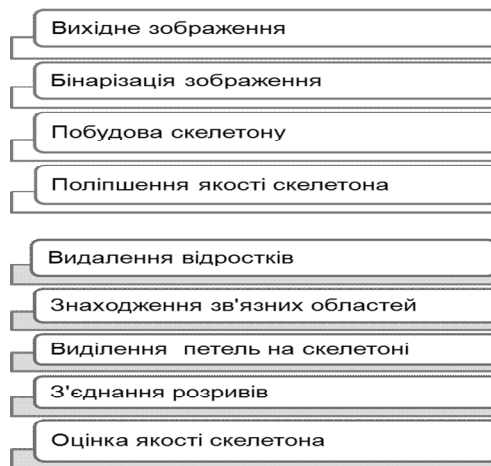


Рис. 3. Процедура морфологічної обробки

В процесі експериментальних досліджень проводилося порівняння скелетона S бінарного зображення, який був отриманий шляхом сегментації ангиограми модифікованим методом, зі скелетомом M зображення, що є результатом сегментації тієї ж ангиограми експертом. Обчислювалися наступні характеристики [6]:
 — відношення кількості пікселів на скелетоні:

$$SMCR(S, M) = \frac{|S|}{|M|},$$

— мінімальна відстань від скелетона M до скелетона S :

$$MSD(S, M) = \{\min_{s \in S} d(m, s) | m \in M\},$$

— мінімальна відстань від скелетона S до скелетона M :

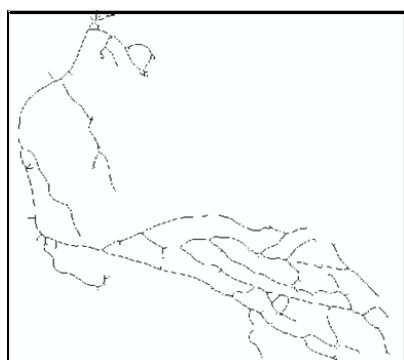
$$SMD(S, M) = \{\min_{m \in M} d(m, s) | s \in S\}.$$

Таблиця. Результати дослідження якості модифікованого метода виділення скелетона в порівнянні з базовим

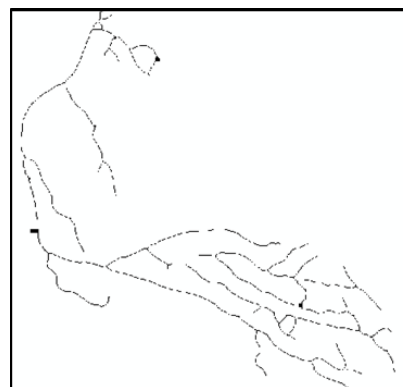
Метод сегментації	SMCR	MSD		SMD		Час, с
		Середнє знач.	Станд. відх.	Середнє знач.	Станд. відх.	
Базовий	0,99	2,92	7,71	2,14	5,06	14,1
Модифікований	1,04	2,61	0,9	2,66	0,57	14,2

Побудова скелетона та результати застосування методу на реальних зображеннях. Запропонова-

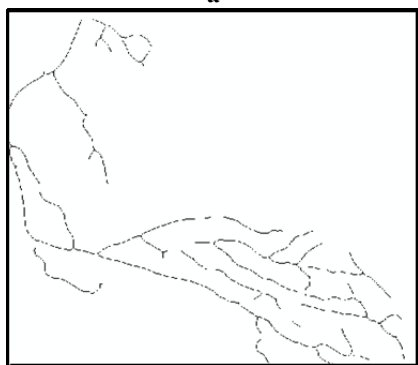
на методика була застосована на реальних зображеннях. На рис. 4. показано побудову скелетону.



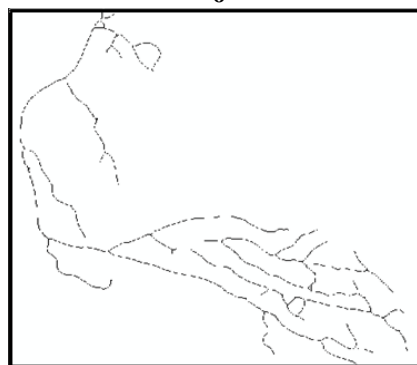
а



б



в



г

Рис. 4. Побудова скелетона: а - отриманий скелетон, б - виділення петель на скелетоні, в - видалення петель зі скелетону, г - результуючий скелетон

На рис. 5, а показано реальне зображення, яке було взяте для проведення експерименту. Потім виділялося дерево судин (рис. 5, б) і для нього

будувався скелетон. Запропонованою методикою виділенні петлі (рис. 5, г) було видалено та отримано скелетон без петель (рис. 5, д).

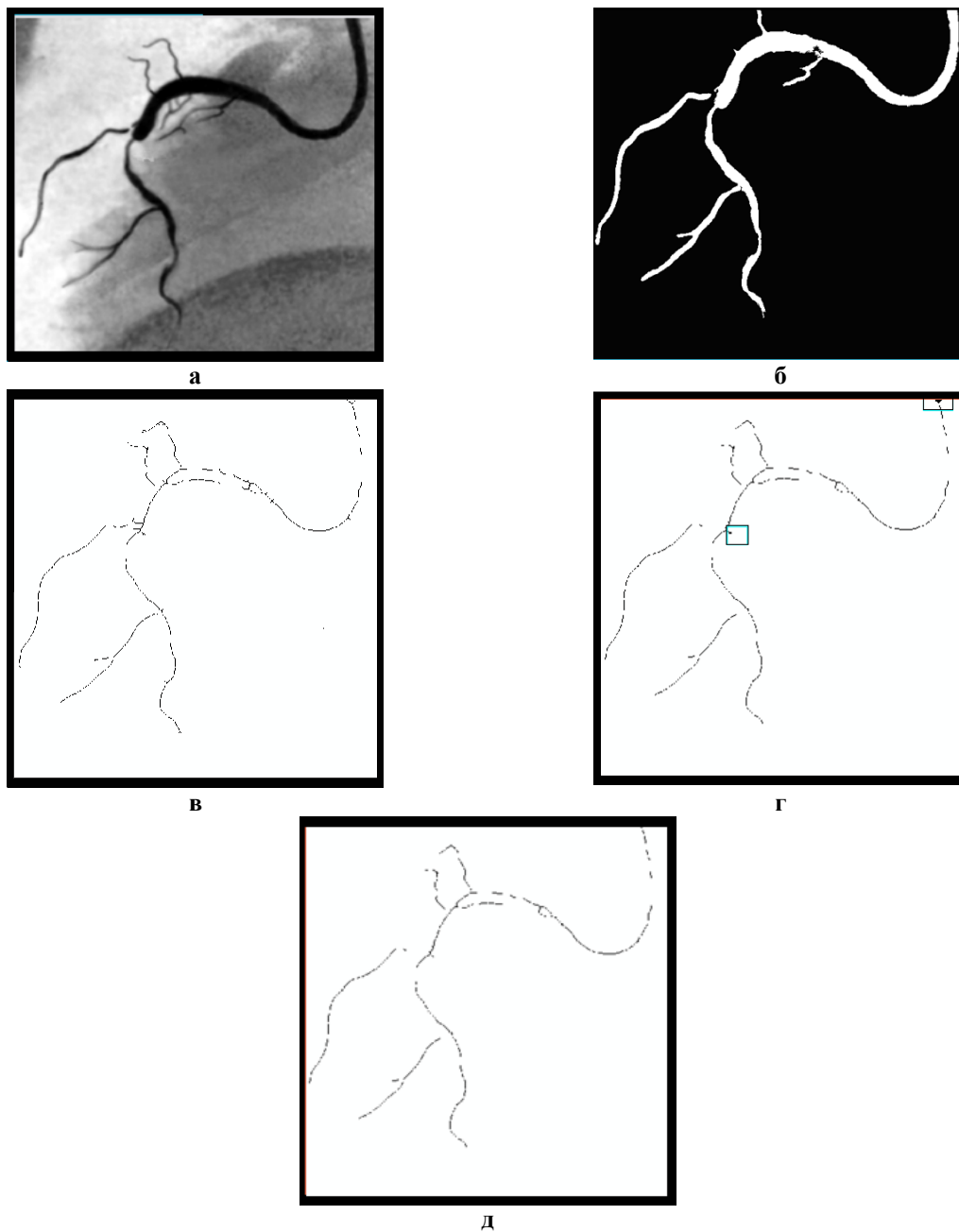


Рис. 5. Результат застосування методу на реальних зображеннях(продовження)

В роботі було проведено аналіз існуючих методів виділення скелетону судин та запропоновано модифікований метод сегментації ангиограм із застосуванням вейвлет-функцій шляхом використання математичної морфології на етапі видалення петель зі скелетона судини. Було проведено дослідження розробленої методики на реальних зображеннях. В результаті використання модифікації було знижено середнє значення та стандартне відхилення мінімальної відстані від

скелетона M до скелетона S – на 11% та 88% відповідно, та стандартне відхилення мінімальної відстані від скелетона S до скелетона M – на 89%. На основі проведених досліджень можна зробити висновок, що запропонований метод відповідає практичним вимогам та дозволить уточнити локалізацію ураження судинного русла, а отже підвищити достовірність діагнозу ішемічної хвороби серця.

Список літератури:

1. Крюков Н.Н., Николаевский Е.Н., Поляков В.П. Ишемическая болезнь сердца (современные аспекты клиники, диагностики, лечения, профилактики, медицинской реабилитации, экспертизы): Монография. — Самара: ООО «ИПК Содружество», 2010. — 651 с.
2. Ильясова Н.Ю., Казанский Н.Л., Корепанов А.О., Куприянов А.В., Устинов А.В., Храмов А.Г. Компьютерная технология восстановления пространственной структуры коронарных сосудов по ангиографическим проекциям // Компьютерная оптика. — 2009. — Т. 33, № 3. — С. 281 — 317.
3. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. — М.: Техносфера, 2005. — 1072 с.
4. Полякова М.В. Сегментация изображений сосудов на ангиограммах в пространстве преобразования с обобщенными вейвлет-функциями // Компьютинг. — Тернополь: «Економічна думка», 2011. — Т. 10, № 2. — С. 141 — 152.
5. Роджерс Д. Алгоритмические основы машинной графики: Пер. с англ. С.А. Вичеса, Г.В. Олохонтовой, П.А. Монахова. — М.: Мир, 1989. — 512 с.
6. T. Kazmar, J. Kybic. Opacity quantification in cardiac angiogram sequences // BIOSIGNAL: Analysis of Biomedical Signals and Images / Jiri Jan, Jiri Kozumplik, Ivo Provaznik (Eds.). — Brno, Czech Republic: VUTUM Press, 2008. — P. 66.

Надано до редакції 15.02.2012

Крилов Віктор Миколайович / Viktor N. Krylov
victor_krylov@inbox.ru

Полякова Марина В'ячеславівна / Marina V. Polyakova
marina_polyakova@rambler.ru

Іщенко Олеся Володимирівна / Alesja V. Ishchenko
alesya.ishchenko@gmail.com

Лук'янчук К.В. / K.V. Lukyanchuk