

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ДОНЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

**МАХНО ТАЇСІЯ ОЛЕКСАНДРІВНА**

УДК 004.48+004.932

**АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА ОБРОБКИ УЛЬТРАЗВУКОВИХ  
ЗОБРАЖЕНЬ СОННИХ АРТЕРІЙ НА ОСНОВІ ЕВОЛЮЦІЙНИХ  
АЛГОРИТМІВ**

Спеціальність 05.13.06 – інформаційні технології

**АВТОРЕФЕРАТ**  
дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

Вінниця – 2016

Дисертацією є рукопис.

Роботу виконано в Інституті прикладної математики і механіки Національної академії наук України.

**Науковий керівник:** кандидат технічних наук,  
**Скобцов Вадим Юрійович,**  
провідний науковий співробітник лабораторії проблем захисту інформації, Об'єднаний інститут проблем інформатики НАН Білорусі.

**Офіційні опоненти:** доктор технічних наук, професор  
**Філатов Валентин Олександрович,**  
завідувач кафедри систем штучного інтелекту  
Харківського національного університету  
радіоелектроніки;

доктор технічних наук, професор  
**Ролік Олександр Іванович,**  
професор кафедри автоматизації та управління в технічних  
системах Національного технічного університету України  
«Київський політехнічний інститут».

Захист відбудеться 3 жовтня 2016 р. о 13 годині на засіданні спеціалізованої вченої ради К 11.051.08 Донецького національного університету за адресою: 21021, м. Вінниця, вул. 600-річчя, 21, ауд. 205.

З дисертацією можна ознайомитись у Науковій бібліотеці Донецького національного університету за адресою: 21021, м. Вінниця, вул. 600-річчя, 21.

Автореферат розісланий «2» вересня 2016 р.

Учений секретар  
спеціалізованої вченої ради,  
кандидат технічних наук



О.С. Тимчук

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми.** Обробка зображень є популярною темою дослідницької роботи в різних прикладних галузях науки, однією з яких є сегментація медичних, зокрема ультразвукових зображень. Ультразвукова (УЗ) методика є найбільш поширеною та дозволяє діагностувати велику кількість небезпечних станів здоров'я людини. Рівень смертності від інсульту в Україні у 2,5 рази перевищує відповідні показники західноєвропейських країн. Проблема поліпшення якості діагностики та визначення ембологенної небезпеки атеросклеротичних бляшок, що є причиною 82% інсультів в Україні, є актуальною. Незважаючи на значне вдосконалення УЗ обладнання протягом більше 45 років, діагностика цього захворювання на підставі УЗ зображення є суб'єктивним процесом. Розробка систем, що полегшують визначення розмірів і стадії атеросклеротичного ураження на підставі УЗ сканування, є популярною темою серед реалізацій обробки зображень.

На цей час у багатьох провідних наукових центрах та лабораторіях було розроблено безліч алгоритмів обробки зображень, у тому числі медичних. В Україні проблемами обробки медичних УЗ зображень займаються у Вінницькому національному технічному університеті такі вчені, як Й.Й. Білинський, А.О. Мельничук, П.М. Ратушний. Зокрема Й.Й. Білинський розробляє методи, що дозволяють покращувати УЗ зображення капілярів. У його роботах тестування розроблених методів здебільшого відбувається на штучно підготовлених зображеннях. Також проблемами обробки УЗ зображень займалися в Донецькому національному технічному університеті такі вчені, як В.Г. Малюк, А.В. Харченко, Ю.А. Скобцов та ін. У роботах В.Г. Малюка та А.В. Харченка пропонується показник якості сегментації границь об'єктів зображень, вивчаються особливості людського сприйняття УЗ зображень та експериментально вимірюється похибка лікарів-операторів. Провідною лабораторією, що займається розробкою систем сегментації саме УЗ зображень сонних артерій, є «E-Health Laboratory» Кіпрського університету, що об'єднує таких вчених, як Constantinos S. Pattichis, Christos Loizou, Efthymoulos Kyriacou, Marios Neophytou та ін. У статтях та книгах за співавторством таких співробітників вищезазначеної лабораторії, як Constantinos S. Pattichis та Christos Loizou, розробка методів обробки зображень проводилася виходячи з природи сигналу, налаштувань і типу обладнання, а також особливостей середовища, що впливають на процес формування зображення. Проблему обробки УЗ зображень, зокрема визначення вісі русла сонних артерій людини, досліджують Rui Rocha, Jorge Silva, Aurélio C. Campilho в Португальському інституті «Instituto Superior de Engenharia do Porto» та університеті «University of Porto». Задачею сегментації УЗ зображень сонних артерій займаються такі вчені, як Filippo Molinari з італійського політехнічного університету міста Турино, а також Jasjit S. Suri – науковець та директор у компанії Fischer Imaging Corporation, США. Також серед технічних наукових установ, що вивчають обробку медичних зображень, зокрема судин, можна виділити Інститут систем обробки зображень Російської Академії Наук, лабораторію математичних методів обробки зображень Московського державного університету та ін.

Розробка та вибір комбінацій алгоритмів обробки зображення є творчим процесом, що не може не залежати від автора та його наукових уподобань.

Експериментальне порівняння розроблених методів зазвичай зводиться до вибору одного рішення, яке використовується для всіх подальших зображень. За необхідності обробки зображень зі значними відмінностями в характеристиках такий підхід призводить до суттєвого зменшення точності сегментації. Крім того, швидкий розвиток технічного забезпечення призводить до великого різноманіття якісних характеристик обладнання та отриманих за його допомогою зображень, що додає значної похибки в роботу існуючих методів та систем. Внаслідок цього є актуальною науково-технічна проблема автоматизації процесу сегментації УЗ зображень з метою підвищення його швидкості та точності.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дисертаційна робота виконана згідно з планом держбюджетних науково-дослідних робіт: номер реєстрації 0112U000028 III-12-12 «Розробка математичних та комп'ютерних методів обробки й розпізнавання медичних зображень, моделювання поведінки потоків крові та біомеханіки рухів людини» 2012-2016 рр., номер реєстрації 0107U000465 III-12-07 «Розробка методів математичного моделювання, нейромережевого і еволюційного прогнозування процесів, які відбуваються у судинній системі» 2007-2011, спільно з співробітниками Центру хірургії передінсультних станів та реконструктивної ангіоневрології Інституту невідкладної і відновної хірургії ім. В.К.Гусака АМН України.

**Мета і задачі дослідження** – підвищення ефективності обробки ультразвукових зображень сонних артерій людини. Досягнення поставленої мети передбачає вирішення таких задач:

- дослідити існуючі інформаційні технології обробки УЗ зображень, зокрема УЗ сонних артерій людини;
- визначити особливості УЗ діагностики, характеристики УЗ зображень, зокрема УЗ зображень сонних артерій людини, що впливають на точність сегментації зображень;
- розробити метод автоматизованого синтезу схем сегментації зображень;
- розробити метод, що дозволяє автоматично обирати схеми сегментації для довільного УЗ зображення сонної артерії людини;
- експериментально підтвердити ефективність розроблених методів на наборах реальних УЗ зображень сонних артерій пацієнтів, що знаходяться на різних стадіях захворювання;
- на базі запропонованих методів та моделей розробити автоматизовану систему обробки УЗ зображень сонних артерій на основі еволюційних алгоритмів, що дозволить підвищити швидкість і точність сегментації УЗ зображень сонних артерій людини на різних стадіях атеросклеротичного враження.

**Об'єкт дослідження** – методи обробки ультразвукових медичних зображень.

**Предмет дослідження** – еволюційні методи автоматизованої обробки УЗ медичних зображень сонних артерій.

**Методи дослідження.** Для вирішення поставлених завдань використані такі методи: генетичні алгоритми, генетичне програмування, методи цифрової обробки зображень, системний аналіз.

**Наукова новизна одержаних результатів.** Вирішення поставлених задач дозволило отримати автору такі результати:

*Вперше* розроблено метод синтезу схем сегментації УЗ зображень на підставі генетичного програмування, який за рахунок запропонованих модифікацій операторів кросинговеру та мутації збільшує швидкість синтезу точних схем сегментації.

*Удосконалено* спосіб вирішення задачі сегментації УЗ медичних зображень за рахунок запропонованого методу скорочення множини використовуваних алгоритмів обробки зображень, що надало можливість прискорити процес синтезу точних схем сегментації.

*Набула подальшого розвитку* технологія обробки УЗ зображень за рахунок автоматизації вибору методів сегментації зображень відповідно до множини автоматично розрахованих значень текстурних параметрів, які були визначені для попередньої оцінки УЗ зображень.

**Практичне значення одержаних результатів** полягає в тому, що запропонована інформаційна технологія може бути використана для обробки та сегментації УЗ зображень сонних артерій людини, а також обробки та сегментації щільних тканин і порожнин серця.

Використання розробленої інформаційної технології обробки УЗ зображень сонних артерій на основі еволюційних алгоритмів за даними «Інституту невідкладної і відновної хірургії ім. В.К. Гусака НАМН України» дозволило на 20% прискорити процес встановлення ступеня ембологенної небезпеки атеросклеротичних бляшок, полегшити та підвищити точність процесу діагностики захворювання на 15%. Результати дисертаційних досліджень впроваджено у відділенні судинної хірургії «Інституту невідкладної і відновної хірургії ім. В.К. Гусака НАМН України» (акт про впровадження від 19.05.2014).

Моделі та методи, запропоновані в дисертаційній роботі, впроваджені в навчальний процес на кафедрі комп'ютерних технологій фізико-технічного факультету ДонНУ у викладанні курсу «Обчислювальний інтелект».

**Особистий внесок здобувача** полягає у тому, що положення та результати, викладені в дисертаційній роботі та подані до захисту, отримані автором особисто. Особистий внесок автора у спільні публікації полягає: у формалізації початкових даних та розробці еволюційного алгоритму пошуку послідовностей алгоритмів обробки зображень [1], розробці та тестуванні модифікацій еволюційного алгоритму [2], розробці методу скорочення множини алгоритмів обробки зображень [6], розробці еволюційного алгоритму [7], розробці методу визначення множини найбільш ефективних алгоритмів обробки зображень [8], розробці та тестуванні модифікацій генетичного алгоритму, аналізі залежностей між значеннями текстурних параметрів та ефективністю використання алгоритмів обробки зображень [9].

**Апробація результатів дисертації.** Основні положення і результати дисертаційної роботи доповідалися та обговорювалися на I міжнародній науковій конференції EUMLS Conference «Mathematics for Life Sciences» (Київ, 2012); міжнародній науково-технічній інтернет-конференції «Комп'ютерна графіка та розпізнавання зображень» (Вінниця, 2012); міжнародній науковій конференції «Інтелектуальні системи прийняття рішень і проблеми обчислювального інтелекту», ISDMCI'2013 (Євпаторія, 2013); II міжнародній науковій конференції 2nd EUMLS

Conference «Mathematics for Life Sciences» (АРК, Оленівка, 2013); міжнародній науковій конференції «Сучасні інформаційні системи та технології», AIST'2014 (Суми, 2014); III міжнародній науковій конференції EUMLS Conference «Mathematics for Life Sciences» (Рівне, 2015); V міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційно-керуючі системи на залізничному транспорті» (Харків, 2015); V міжнародній науковій конференції «Теоретичні та прикладні аспекти кібернетики» (Київ, 2015).

**Публікації.** За темою дисертаційної роботи опубліковано 14 науково-технічних публікацій, з них: 5 статей у наукових фахових виданнях України, 3 з яких включено до міжнародних науково-метричних баз; 9 публікацій у збірниках праць і тез міжнародних науково-технічних конференцій.

**Структура роботи.** Дисертація складається зі вступу, 4 розділів, висновків, списку використаної літератури з 156 найменувань та 3 додатків. Містить 32 малюнки, 2 таблиці. Повний обсяг дисертації становить 152 сторінки, в тому числі 122 сторінки основного тексту.

## ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано актуальність теми, показано зв'язок роботи з науковими планами та темами, сформульовано мету та задачі дослідження, розглянуто об'єкт та предмет дослідження, наведено перелік методів дослідження, що використовувалися для досягнення поставленої мети. Сформульовано практичне значення та наукову новизну отриманих результатів, а також особистий внесок здобувача в їх отриманні.

У **першому розділі** наведено аналіз сучасних інформаційних технологій обробки медичних УЗ зображень (УЗЗ) та постановку задачі сегментації УЗЗ, зокрема сегментації УЗЗ сонних артерій людини.

Показано, що процес та методи отримання медичних УЗЗ налічують безліч характеристик, параметрів та різноманітних факторів, що впливають на характеристики результуючого цифрового зображення. Потреба у врахуванні такої кількості факторів впливу обумовлює складність розробки інформаційної технології сегментації медичних ультразвукових зображень.

Наведено особливості та характеристики медичних УЗ зображень, що значним чином впливають на визначення методів, придатних до обробки та сегментації цих зображень. Встановлено, що спекл-шум на УЗЗ не має нормального розподілу, тому неможливо технічними засобами повністю видалити спекл-шум. Крім того, у складних випадках захворювання дуже важко візуально розділити щільні тканини і просвіт артерії. Завдання визначення форми контура стінки ураженої артерії в такому випадку також ускладнюється малим значенням відношення сигналу до шуму. Проведений аналіз показав необхідність окремого підходу до сегментації медичних УЗЗ, що відображають пізні стадії захворювання артерій, та розробки окремих методів сегментації таких зображень.

Встановлено, що підготовка експертів, які вимірюють розміри просвіту артерій за УЗЗ, відбувається переважно за аналогією, тобто на зразках УЗЗ, аналіз яких виконав інший експерт. Також виявлено, що психофізичні особливості зору

людини призводять до систематичної помилки у вимірюваннях на сіро-шкальних зображеннях низької контрастності, особливо під час роботи з цифровими медичними зображеннями. Ці факти обумовлюють суб'єктивізм результатів вимірювання та зниження точності діагнозу, що не рідко стають причиною суттєвих помилок. Виявлено, що за відсутності чіткого алгоритму визначення межі русла артерії у спеціалізованій медичній літературі, виникає неоднозначність у виборі еталону, що використовується для порівняння точності роботи методів сегментації. Необхідність побудови загального алгоритму означення межі щільних тканин артерії додає складності під час формалізації та розробки рішення задачі сегментації медичних УЗЗ.

Показано, що на сьогодні найбільш детальні дослідження у сфері особливостей та характеристик УЗЗ наведені у роботах Christos'a Loizou. Автор вивчає різноманітні чинники, що впливають на якість УЗЗ, досліджує статистично природу цього впливу та розробляє методи, що дозволяють отримувати точні результати сегментації. Розроблені Christos'a Loizou та співавторами методи, що ґрунтуються на статистичних знаннях, призначені для точної сегментації УЗЗ сонних артерій людини здебільшого на ранніх етапах захворювання атеросклерозом. Такі методи, переважно, розраховані на діагностування початкової стадії атеросклерозу та стають неточними в разі автоматичної сегментації УЗЗ критичних випадків, що потребують оперативного втручання.

Проведений аналіз стану робіт у сфері обробки УЗЗ показав, що методи сегментації медичних УЗЗ зазвичай не є адаптивними, чи використовують дані лише за кількома статистичними параметрами. Виявлено, що такі методи не дозволяють отримувати точні результати автоматичної сегментації для медичних УЗЗ на складних та небезпечних стадіях захворювання. Зазначені методи не можуть забезпечити точні результати сегментації для зображень, зроблених на УЗ обладнанні різних моделей та типів. Це також пов'язано з тим, що серед робіт, присвячених сегментації медичних УЗЗ, дуже мало тих, у яких наведено дослідження статистичних характеристик, що впливають на якість обробки УЗЗ.

За результатами аналізу робіт у сфері сегментації УЗЗ визначено, що в більшості випадків методи сегментації зображень являють собою упорядковану послідовність різноманітних алгоритмів обробки зображень та їх модифікацій. Під час побудови методів сегментації зображень автори зазвичай можуть розробити та розглянути обмежену кількість алгоритмів обробки зображень, що робить результати розробки суб'єктивними. Через необхідність ручної перевірки різноманітних комбінацій безлічі алгоритмів без уваги залишається багато ефективних підходів. Виявлено, що з метою автоматичної побудови методів обробки зображень, зокрема УЗЗ з радарів, можуть бути використані еволюційні алгоритми.

Зроблено висновок, що автоматизована розробка методів сегментації УЗЗ на основі еволюційних алгоритмів повинна поліпшити точність роботи отриманих методів сегментації за рахунок автоматичної перевірки безлічі комбінацій алгоритмів обробки зображень. Гіпотеза дослідження також полягає в тому, що можливість змінювати склад множини алгоритмів, що беруть участь у синтезі методів сегментації зображень, дозволить розробленій системі використовувати нові

алгоритми та адаптуватись у галузі УЗ діагностики, що швидко розвивається. Під адаптацією мають на увазі здатність системи генерувати нові методи сегментації зображень та налаштовувати умови їх застосування залежно від характеристик та особливостей множини зображень, на яких відбувається налаштування системи. Отже, доцільною є розробка моделей і методів з метою реалізації гнучкої системи автоматизованої обробки медичних УЗЗ.

У **другому розділі** наведено загальний опис запропонованої автоматизованої системи обробки УЗ зображень сонних артерій. Запропоновано еволюційний підхід до вирішення задачі обробки та сегментації УЗ зображень сонних артерій людини. Описано особливості задачі автоматичного синтезу методів сегментації ультразвукових зображень та розроблено систему, що реалізує рішення цієї задачі.

На рис. 1 показано блок-схему запропонованої в дисертації автоматизованої системи обробки ультразвукових зображень сонних артерій. На вхід система приймає деяке УЗ зображення і здійснює його класифікацію на підставі інформації бази даних «Параметризованих схем». Якщо вибірка, на підставі якої здійснювалася побудова бази даних «Параметризованих схем», досить репрезентативна, то подане на вхід системи зображення успішно пройде класифікацію. Класифіковане зображення обробляється і сегментується методом (схемою), що автоматично обирається системою з бази даних «Схеми обробки».

Результатом роботи системи є сегментоване зображення. У випадку, коли система не може класифікувати вхідне зображення, відбувається поповнення бази даних «Параметризованих схем». При цьому експерту слід задати шаблон сегментації, тобто бажаний результат сегментації поточного зображення, і завантажити його разом з початковим зображенням у базу даних «УЗ зображень і шаблонів». Після додавання нового зображення і шаблону система може автоматично доповнити бази даних «Схеми обробки» та «Параметризовані схеми».

Введемо позначення для більш детального розгляду принципу роботи системи. Позначимо  $J = \{j_1, j_2, \dots, j_h\}$  – множина УЗ зображень, поміщених у базу даних «УЗЗ і шаблони»,  $h$  – потужність множини  $J$ . Позначимо  $J' = \{j'_1, j'_2, \dots, j'_h\}$  – множина відповідних шаблонів, також поміщених у «БД: УЗЗ і шаблони»,  $h$  – потужність множини  $J$ . У множині  $J$  представлені УЗЗ пацієнтів, які перебувають на різних стадіях захворювання атеросклерозом і вражені ділянки артерій мають, відповідно, різні особливості. Шаблони створюються експертом із зображень множини  $J$  та являють собою сегментовані (бінарні) зображення. Кожному зображенню  $j_w \in J$  відповідає шаблон  $j'_w \in J'$ , створений із зображення  $j_w$  експертом. Для зменшення похибки експерта під час формування шаблонів використовується колоризація зображень та попереднє вивчення відео УЗ діагностики пацієнта. Блок «Синтез методів обробки та сегментації УЗЗ», використовуючи інформацію бази даних «УЗ зображень і шаблонів», заповнює базу даних «Схеми обробки». Блок «Параметризація методів обробки та сегментації УЗЗ» на підставі вмісту бази даних «УЗ зображень і шаблонів» та «Схеми обробки» заповнює базу даних «Параметризовані схеми».



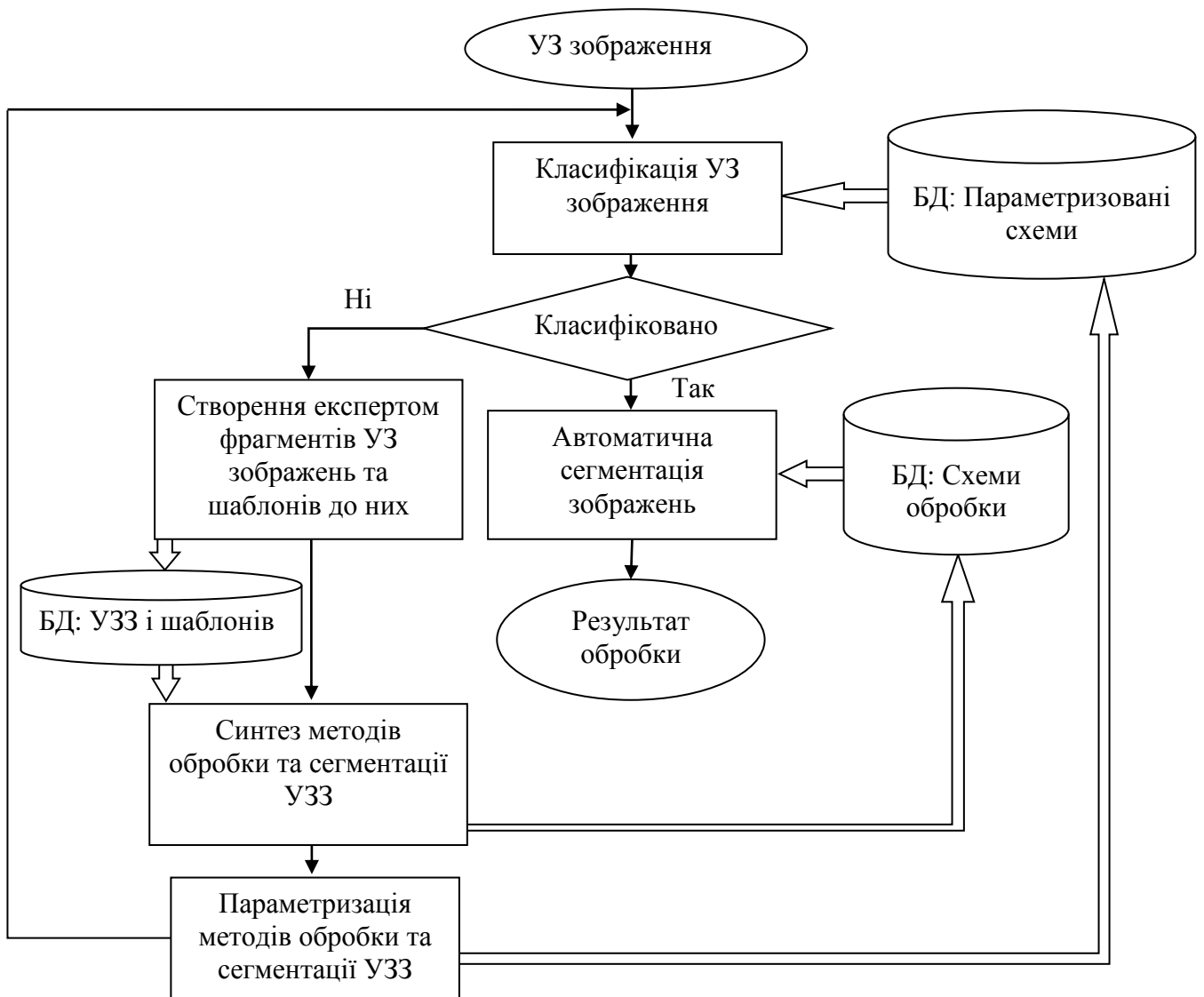


Рисунок 1 – Блок-схема автоматизованої системи обробки ультразвукових зображень сонних артерій

Контентом бази «Схеми обробки» є упорядковані послідовності алгоритмів обробки зображень  $\bar{a} = (a_1^j, a_2^k, \dots, a_m^l)$ , де  $m$  – кількість алгоритмів обробки зображень, що використовуються у схемі  $\bar{a}$ ,  $a_1^j$  – алгоритм обробки зображення, що розміщений у послідовності обробки зображень  $\bar{a}$  в першій позиції. За  $a_h^j$  обирається будь-яка з множини алгоритмів обробки зображень  $A = \{a^1, \dots, a^n\}$ , значення потужності якої перевищує 50: лінійні фільтри, що згладжують, частотні фільтри, фільтри Собела і Превітта, Marr-Hildreth, та ін.; медіанні фільтри, морфологічні; алгоритми перетворення гістограми: розтяг, еквалізація, приведення гістограми; прості й адаптивні порогові локальні та глобальні фільтри; фільтри Гаусса, фільтри, основані на перетворенні Фур'є та ін.

Для вирішення задачі автоматичної побудови методів обробки зображень запропоновано використовувати генетичне програмування. Особиною популяції розробленого генетичного алгоритму (ГА) є нумерована послідовність алгоритмів

обробки зображень  $\bar{a} = (a_1^j, a_2^k, \dots, a_m^l)$ , де  $m$  – кількість елементів послідовності  $\bar{a}$ . Особина популяції  $\bar{a}$  може мати довільне число генів. Алгоритми обробки зображень  $a_d^p$  обираються ГА з наперед заданої множини  $A$ . Той самий алгоритм  $a^k$  може використовуватися в особині неодноразово. Результатом обробки зображення  $j$  особоною  $\bar{a} = (a_1^j, a_2^k, \dots, a_m^l)$  є зображення  $j_{\bar{a}}^{-(m)}$ , що попіксельно порівнюється із  $j'$  та на підставі порівняння розраховується значення цільової функції особини  $F(\bar{a}, j)$ :

$$F(\bar{a}, j) = \min \left\{ \frac{n(Q_j \cap Q'_j)}{n(Q_j \cup Q'_j)}, \frac{n(P_j \cap P'_j)}{n(P_j \cup P'_j)} \right\}, \quad (1)$$

де  $Q_j$  та  $Q'_j$  – відповідно множина яскравих пікселів шаблону  $j'$  та зображення  $j_{\bar{a}}^-$ , отриманого з зображення  $j$  шляхом обробки особоною  $\bar{a}$ ,  $P_j$  та  $P'_j$  – множина чорних пікселів шаблону  $j'$  та зображення  $j_{\bar{a}}^-$ , отриманого з зображення  $j$  шляхом обробки особоною  $\bar{a}$ , а  $n(Y)$  – число пікселів у множині  $Y$ .

Тобто у процесі обчислення значення цільової функції проводиться обробка зображення  $j$  синтезованою послідовністю алгоритмів обробки зображень  $\bar{a} = (a_1^y, a_2^k, \dots, a_d^p, \dots, a_m^l)$ :  $j$  обробляється алгоритмом  $a_1^y$ , отримуємо зображення  $j_{\bar{a}}^{-(1)}$ , потім зображення  $j_{\bar{a}}^{-(1)}$  обробляється алгоритмом  $a_2^k$ , отримуємо зображення  $j_{\bar{a}}^{-(2)}$  і так далі, зображення  $j_{\bar{a}}^{-(m-1)}$  обробляється послідовністю  $a_m^l$ . Результатом обробки зображення  $j$  послідовністю  $\bar{a} = (a_1^y, a_2^k, \dots, a_d^p, \dots, a_m^l)$  є зображення  $j_{\bar{a}}^{-(m)}$ .

У процесі обробки зображення деякою особоною, ГА має можливість порівнювати всі проміжні результати обробки  $j_{\bar{a}}^{-(1)}$ ,  $j_{\bar{a}}^{-(2)}$ , ...,  $j_{\bar{a}}^{-(m-1)}$  з шаблоном  $j'$ . Залежно від того, які проміжні результати були отримані, можна виділити декілька варіантів подальших дій: замінити деякий «невдалий» алгоритм методу  $\bar{a}$  на інший алгоритм обробки або сегментації зображення з множини алгоритмів  $A$ ; замінити деяку «невдалу» частину схеми (один чи декілька алгоритмів) на підпослідовність алгоритмів, що, ймовірно, більше відповідає вказаному випадку; прибрати з послідовності алгоритми, що негативно впливають на результат обробки. Під «невдалим» алгоритмом або «невдалою» підпослідовністю з  $m$  алгоритмів  $\bar{a}^{-(m)} = (a_s^y, a_{s+1}^w, \dots, a_{s+m}^p)$  розуміється частина схеми  $\bar{a}$ , така що  $f(\bar{a}^{-(s-1)}, j) < f(\bar{a}^{-(s)}, j) < f(\bar{a}^{-(s+1)}, j) < \dots < f(\bar{a}^{-(s+m-1)}, j)$ , де  $f(\bar{a}^{-(s)}, j)$  – функція (1), що визначає точність збігу з шаблоном  $j'$ . Таку логіку в ГА було реалізовано за рахунок операторів кросовера та мутації. Тобто вірогідність кросовера та мутації підвищується у «невдалих» генах та зменшується в підпослідовностях генів

особини, що визначаються системою «ефективними» за вище зазначеним принципом.

На різних етапах розвитку популяції використовуються два різні види мутації. У роботі запропоновані такі види мутації: випадкова мутація (заміною гена хромосоми на випадково обраний з множини алгоритмів обробки зображень); мутація заміною гена з мінімальним значенням фітнесу в особині на випадково обраний з множини алгоритмів обробки зображень; мутація заміною вузла особини на випадково обраний зі списку збережених у бібліотеці фрагментів (підпоследовностей алгоритмів обробки зображень). В експериментах використовуються дві бібліотеки: бібліотека «максимальних» і бібліотека «мінімальних» фрагментів. Ці бібліотеки є частиною блоку синтезу методів обробки та сегментації УЗЗ. Кожен вузол обраного в бібліотеку максимальних компонентів фрагмента задовольняє наступну умову

$$\frac{\Delta f_1}{L_1} > \Delta f, \quad (2)$$

де  $\Delta f_1$  – зміна фітнесу, що припадає на увесь фрагмент, що буде поміщений у бібліотеку,  $L_1$  – довжина фрагмента, що буде поміщений у бібліотеку,  $\Delta f$  – зміна фітнесу кращої особини поточної популяції, що в середньому припадає на один вузол хромосоми цієї особини.

Бібліотеки мають обмежений розмір. Під час заповнення наступні фрагменти записуються замість гірших, вже наявних у бібліотеці, якщо виконується нерівність

$$\frac{\Delta f_1}{L_1} > \frac{\Delta f_2}{L_2}, \quad (3)$$

де  $\Delta f_1$  – зміна фітнесу, що припадає на фрагмент,  $L_1$  – довжина фрагмента, що буде поміщений у бібліотеку,  $\Delta f_2$  – зміна фітнесу, що припадає на увесь фрагмент, що знаходиться в бібліотеці,  $L_2$  – довжина фрагмента, що знаходиться в бібліотеці. Бібліотека мінімальних елементів заповнюється за протилежним принципом.

Таким чином, за рахунок додаткового аналізу генів особин, генерації та подальшого використання бібліотек фрагментів хромосом, розроблений алгоритм генетичного програмування імітує діяльність експерта під час розробки схем сегментації зображень. У бібліотеках зберігаються вже побудовані вдалі рішення (бібліотека максимальних фрагментів) та последовності, що ще не знайшли свого застосування й потребують перевірки в інших комбінаціях (бібліотека мінімальних елементів). ГА перевіряє комбінації цих рішень та обирає найточніші результати.

ГА дозволяє прискорити процес конструювання та перевірки точності роботи нових методів обробки та сегментації зображень, а також усунути суб'єктивність підходу експерта. Множина алгоритмів обробки та сегментації зображень, що використовує ГА, може змінюватися залежно від зміни обладнання чи з появою

нових, більш досконалих алгоритмів обробки зображень: зниження шумів, морфологічних фільтрів, алгоритмів роботи з гистограмою тощо.

У процесі тестування розроблених модифікацій ГА накопичувалась статистика, що відображає частоту використання різних алгоритмів обробки зображень при синтезі схем сегментації. За результатами аналізу отриманих даних було запропоновано з множини використовуваних алгоритмів обробки зображень видаляти ті, що рідко застосовувалися у синтезованих ГА схемах сегментації. Скорочення множини алгоритмів більш ніж у три рази було проведено у декілька етапів, що дозволило підвищити швидкість роботи ГА в середньому на 5%.

Серед усіх класичних та розроблених модифікацій ГА були обрані найкращі варіанти, 12 з яких наведено для порівняння (рис. 2) за трьома параметрами, отриманими в результаті всіх експериментальних запусків (не менше 1000 для кожної модифікації) поточного алгоритму: мінімальне значення фітнесу кращої особини; середнє значення фітнесу кращих особин; краще значення фітнесу кращої особини.

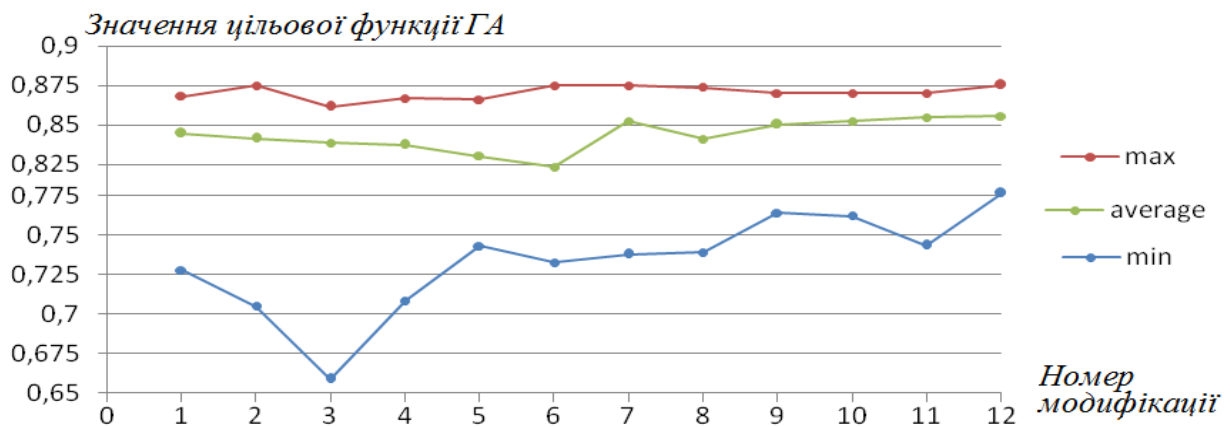


Рисунок 2 – Порівняння роботи різних модифікацій ГА

1. Модифікація ГА використовує турнірний відбір батьківських особин і двоточковий кросинговер. На початкових етапах розвитку популяції під час мутації використовується бібліотека максимальних фрагментів. На кінцевих етапах розвитку популяції частіше відбувається мутація заміною вузла з мінімальним значенням фітнесу в особини на випадково обраний з усього списку можливих варіантів.

9. Модифікація ГА використовує відбір батьків методом ранжирування і одноточковий кросинговер. На початкових етапах розвитку популяції під час мутації замінюється найгірший вузол хромосоми на випадково обраний з бібліотеки мінімальних фрагментів. На кінцевих етапах розвитку популяції частіше відбувається мутація заміною вузла з мінімальним значенням фітнесу в особини на випадково обраний з усього списку можливих варіантів. Цей алгоритм працює стійкіше, ніж всі раніше зазначені алгоритми, за рахунок різноманітності популяції.

12. Модифікація ГА відрізняється від варіанта «9» тим, що використовує турнірний відбір батьків. Це найкраща модифікація ГА з усіх попередніх.

**Третій розділ** присвячений питанню автоматизації вибору схем сегментації УЗ зображень. Визначаються особливості кластеризації методів сегментації

зображень у просторі параметрів УЗ зображень, а також модель вирішення поставленої задачі, що враховує ці особливості.

Визначення точності сегментації зображення  $j$  методом  $\bar{a}$  здійснюється функцією  $F(\bar{a}, j)$  за формулою (1). У попередньому розділі для множини зображень  $J$  була сформована множина  $A'$  схем обробки зображень. Для кожного методу  $\bar{a} \in A'$  можна вибрати деяке зображення  $j_w \in J$ , яке після обробки схемою  $\bar{a}$  буде збігатися з відповідним шаблоном  $j'_w \in J'$  не гірше, ніж будь-яке інше зображення  $j_i \in J : i \neq w$  з відповідними йому шаблоном  $j'_i \in J'$ , тобто

$$\forall \bar{a} \in A' \exists j_w \in J : F(\bar{a}, j_w) = \max_{j \in J} \{ F(\bar{a}, j) \}. \quad (4)$$

Множина пар формується за формулою

$$X = \left\{ (\bar{a}_i, j) : F(\bar{a}_i, j) = \max_{j \in J} \{ F(\bar{a}_i, j) \}, i = \overline{1, n}, n = |A'| \right\}, \quad (5)$$

де  $\bar{a}_i$  – метод обробки зображення,  $j$  – зображення з множини  $J$ ,  $n$  – кількість методів у множині  $A'$ . У множині  $X$  методи обробки унікальні (не повторюються) та  $|A'| = |X|$ .

За необхідності автоматичного вибору методу сегментації виникає задача формалізації, а потім класифікації чи попередньої оцінки оброблюваного зображення. З метою класифікації зображень запропоновано застосовувати параметри, що розраховуються за допомогою матриць суміжності яскравостей (Spatial Gray Level Dependence (SGLD) або co-occurrence matrix), і параметрів Хараліка через їх стійкість до глобальної зміни яскравості та ефективність у визначенні типів шумів. За значеннями матриць суміжності яскравостей з урахуванням та без урахування напрямку текстур розраховуються такі параметри: контраст, другий кутовий момент матриці, ентропія, кореляція.

Таким чином, для кожного зображення  $j \in J$  за кожною матрицею суміжності розраховано значення кожного з текстурних параметрів і сформований вектор їх значень  $\bar{p}_j$ :

$$\bar{p}_j = (p_1, \dots, p_q), p_h = [x; y], -1 \leq x \leq y \leq 1, h = \overline{1, q}, \quad (6)$$

де  $q$  – кількість текстурних параметрів, які були взяті до розгляду,  $j$  – зображення, для якого було розраховано вектор текстурних параметрів.

Представимо множину  $X$ , що задається формулою (4), кодуєючи кожне зображення вектором значень його текстурних параметрів (5), тоді отримаємо множину

$$X_P = \left\{ (\bar{a}_i, \bar{p}_j) : F(\bar{a}_i, j) = \max_{j \in J} \left\{ F(\bar{a}_i, j) \right\}, i = \overline{1, n}, n = |A'| \right\}, \quad (7)$$

де  $\bar{p}_j = (p_1, \dots, p_q)$  – вектор значень текстурних параметрів зображення  $j$ ,  $q$  – кількість текстурних параметрів, які були взяті до розгляду.

Кожне зображення  $j$  являє собою точку в  $q$ -вимірному просторі його параметрів. Набір пар  $X_P$  можна представити як сукупність точок у  $q$ -вимірному просторі, кожній з яких відповідає елемент множини  $A'$ . Розширимо  $X_P$  усіма зображеннями, точність фільтрації яких методом  $\bar{a}_i$  не менше заданого значення  $\alpha$ :

$$X_P = \left\{ (\bar{a}_i, \bar{p}_j) : F(\bar{a}_i, j) > \alpha, i = \overline{1, n}, j \in J \right\}. \quad (8)$$

Для кожного методу  $\bar{a}_i \in A'$  може існувати деяка множина зображень  $J_{\bar{a}_i}^\alpha \subseteq J$ , які після обробки методом  $\bar{a}_i$  будуть збігатися з відповідним кожному з них шаблоном з множини  $J'$ , з наперед заданою точністю  $\alpha$ . Таким чином, кожному наявному методу  $\bar{a}_i$  відповідає  $k$  точок  $k = |J_{\bar{a}_i}^\alpha|$  у  $q$ -вимірному просторі. На підставі цих точок необхідно побудувати підпростір і поставити його у відповідність з методом  $\bar{a}_i$ . Задача має безліч рішень, тому пошук залежностей між методами обробки та параметрами зображень виконує ГА. Кожна особина ГА має хромосоми двох видів:  $i = \{c_1, c_2\}$  – рішення (особина) популяції ГА,  $\{c_1, c_2\}$  – набір з двох не гомологічних хромосом (рис. 3). Перша хромосома  $c_1$  – це впорядкована послідовність генів  $c_1 = (g_1, g_2, \dots, g_h)$ , довжина якої  $q$  дорівнює числу параметрів, обраних для аналізу зображення.

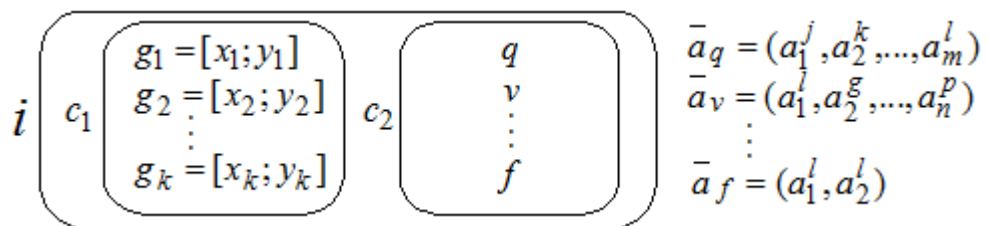


Рисунок 3 – Схематичне зображення особи популяції

Кожен ген першої хромосоми – це числовий діапазон, заданий парою дійсних чисел  $[x; y]$ , що набувають значення від -1 до 1. Таким чином, перша хромосома задає деякий кластер  $q$ -вимірного простору зображень. Для кожної вісі  $t$ , де  $t = \overline{1, q}$ , виділено діапазон  $[x_t; y_t]$ , що обмежує цей кластер по вісі  $t$ . Друга хромосома являє собою набір методів сегментації зображення  $c_2 = \{\bar{a}_1, \bar{a}_r, \dots, \bar{a}_s\}$ .

Кросинговер хромосом першого виду може здійснюватися:

- за принципом дискретної рекомбінації;

- аналогічно правилам проміжної та лінійної рекомбінації для нижньої і верхньої межі діапазону гена, залежно від початкових налаштувань алгоритму;
- комбінуванням двох вищезазначених методів.

У разі застосування третього виду кросинговеру в процесі схрещування вибираються гени нащадків з батьківських особин за маскою, аналогічно дискретній рекомбінації. Відмінність від першого виду кросинговеру полягає в тому, що частина генів копіюється з однієї батьківської особини. Значення інших генів обчислюються аналогічно правилам проміжної рекомбінації, а не копіюються з другої батьківської особини, як у випадку дискретної рекомбінації. Третій вид кросинговеру був запропонований з метою зменшення мінливості особин при схрещуванні, порівняно з другим видом кросинговеру. До того ж при цьому зберігається можливість підлаштування за допомогою кросинговеру діапазонів параметрів, згенерованих у початковій популяції. Кросинговер хромосом другого виду відбувається з заданою вірогідністю за наявності незбіжних елементів у батьківських особин, в іншому випадку не проводиться.

Мутація хромосом першого виду може відбуватися таким чином: «випадкова» мутація; мутація «відпалом»; змішана мутація.

«Випадкова» мутація відбувається шляхом зміни значень  $x$  та  $y$  у випадково обраного параметра  $p = [x; y]$  на випадково обрані з множини початкових даних допустимі значення. У разі мутації «відпалом» відбувається зміна значень  $x$  та  $y$  випадково обраного параметра  $p = [x; y]$  таким чином, щоб отримане рішення покривало тільки підпростір, до якого входять точки з найкращою якістю сегментації зображень. Ця мутація призначена для «звуження» підпросторів, що відповідають поточному методу обробки зображення. «Змішана мутація» являє собою комбінацію мутації «відпалом» і «випадкової» мутації. Вибір типу мутації відбувається випадково, однак імовірність вибору того чи іншого типу мутації залежить від номера покоління. Мутація хромосом другого виду відбувається шляхом випадкової заміни гена на інший довільно обраний з множини початкових даних.

З метою поліпшення роботи запропонованого методу було вивчено, як впливає набір текстурних параметрів зображень, використаний у хромосомах першого виду, на роботу ГА. Для кожного зображення за кожною матрицею суміжності було розраховано значення кожного параметра. Після чого були побудовані графіки попарних залежностей розглянутих параметрів (рис. 4) та розраховані коефіцієнти лінійної кореляції для всіх пар параметрів всіх матриць суміжності. Розрахунки проводилися для різних матриць суміжності яскравостей. У роботі були розглянуті наступні вектори, що задають матриці суміжності: (0; 1), (1; 1), (1; -1), (-1; 1), (1; -4), (1; 4), (0; 2), (2; 2), (0; 3), (2; 1), (3; 1), (3; 3), (2; 3), (2; 4), (2; -3), (-2; 4), (2; 5), (3; 4), (3; 5), (3; 7), (3; 11), (5; 13), (0; 7), (7; 7), (7; 13) та ін. На підставі отриманих даних безліч використовуваних ГА текстурних параметрів було скорочено, що підвищило ефективність роботи ГА.

Запропоноване рішення задачі параметризації послідовностей алгоритмів обробки та сегментації УЗ дозволяє здійснювати автоматичний вибір методу сегментації зображення на основі значень його текстурних параметрів. Це дозволяє

розробленій системі здійснювати автоматичну точну сегментацію заданого нового зображення, якщо база даних «УЗ зображень і шаблонів» містить зображення, достатньо близьке за значеннями параметрів до заданого нового зображення.

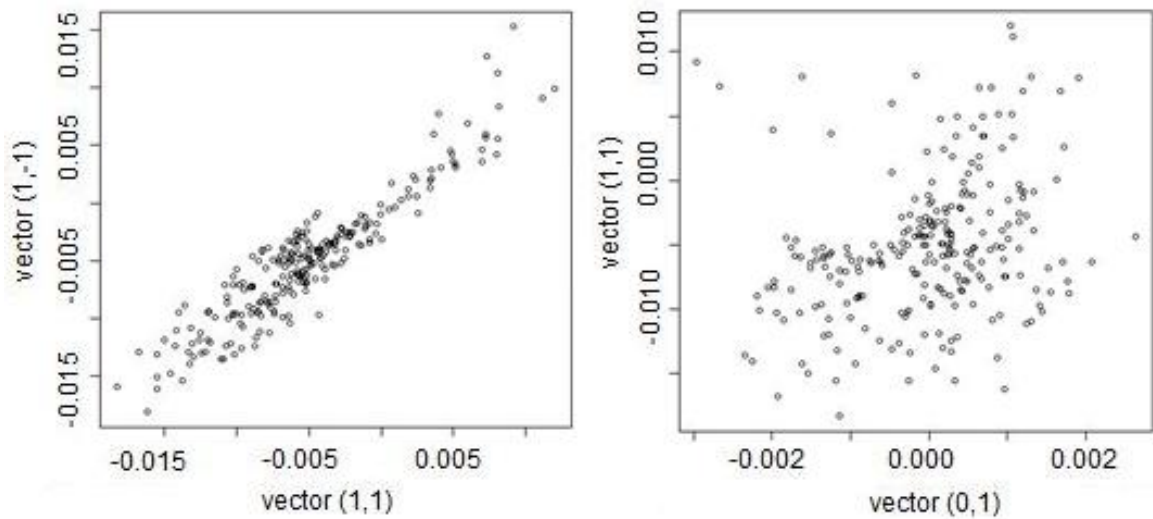


Рисунок 4 – Експериментально отримані значення параметра «контраст» для векторів (1;-1), (0;1) та (1;1)

У **четвертому розділі** розглянуто аспекти практичного застосування моделі синтезу та моделі кластеризації методів обробки УЗ зображень з текстурованим параметром зображень на основі еволюційних обчислень. Наведено опис розробленої системи й результати експериментів із сегментації реальних УЗ зображень сонних артерій людини на різних стадіях захворювання.

Модулі реалізують запропоновану модель у найбільш загальному вигляді, дотримуючись її логічної структури, а також дозволяючи зручно тестувати різні її модифікації. На рисунку 5 наведено приклад вікна інтерфейсу користувача системи, а на рисунку 6 – узагальнену діаграму класів одного з модулів системи.

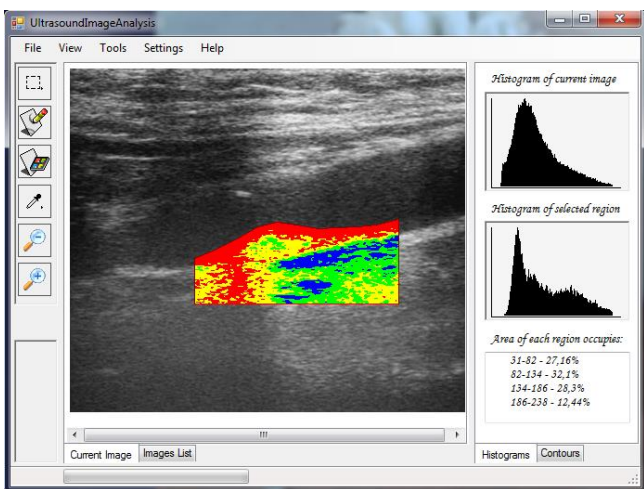


Рисунок 5 – Вікно інтерфейсу користувача системи

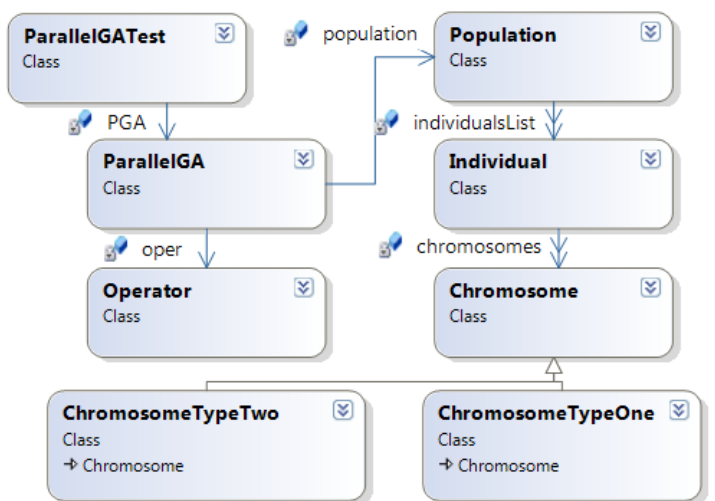


Рисунок 6 – Діаграма класів одного з модулів системи



Результат порівняння запропонованої автоматизованої системи обробки УЗ зображень сонних артерій на основі еволюційних алгоритмів з аналогами показує підвищення точності сегментації в середньому на 10-15%. У гіршому разі, з перевірених система пропонує рішення на 5% менш точне, ніж результат обробки аналогічної системи. Та на 10% гірше, ніж працювала б за наявності в базі даних зображення, близького за характеристиками до обробленого. У кращому випадку, система працює на 30% краще (за значенням функції, заданої формулою (1)) перевірених методів, запропонованих С. Loizou. Тестування проводилося на фрагментах УЗ зображень сонних артерій 47-ми пацієнтів на різних стадіях захворювання, приклади результатів тестування наведені на рисунку 7 та у таблиці 1.

Таблиця 1 – Кількісні результати експериментального порівняння запропонованої системи з аналогом

| Кількість прецедентів у підпросторі рішення | Середнє значення якості сегментації в підпросторі рішень | Мінімальна точність збігу результату обробки системою з шаблоном | Точність збігу результату обробки методом Loizou з шаблоном |
|---|--|--|---|
| 1   | 0,98255528   | 0,98255528   | 0,897852148   |
| 2   | 0,95325854   | 0,91866987   | 0,916303400   |
| 3   | 0,93114677   | 0,91471375   | 0,656072766   |
| 1   | 0,85353996   | 0,85353996   | 0,777554439   |
| 2   | 0,68169942   | 0,75131893   | 0,488459352   |

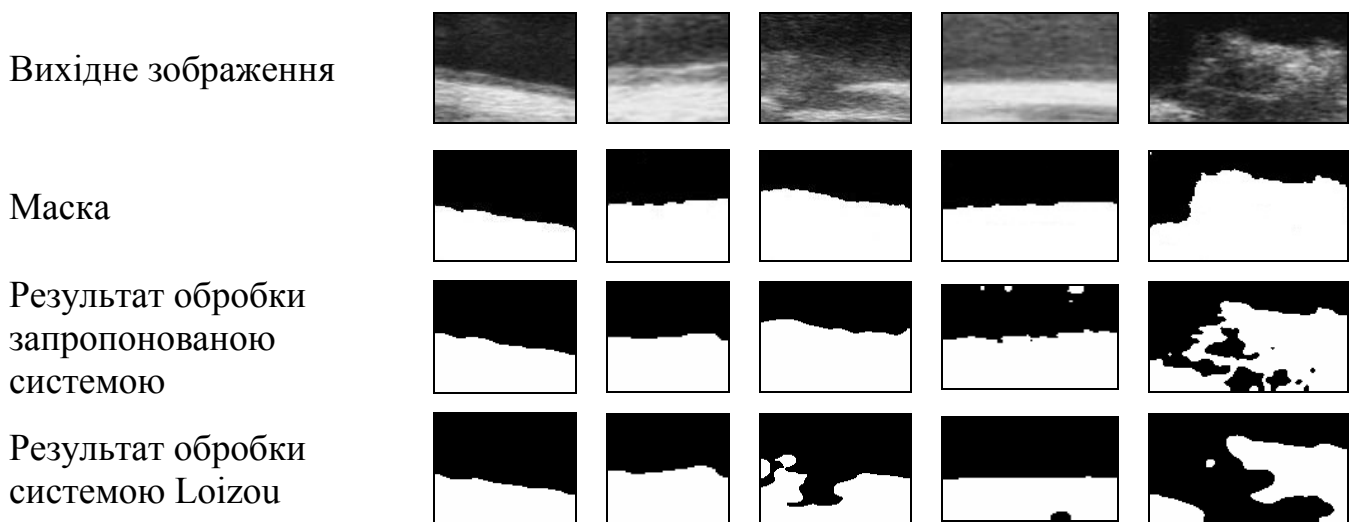


Рисунок 7 – Порівняльні результати роботи запропонованої системи та аналогу

У першому стовпчику таблиці 1 відображено чисельність множини тестових зображень, для яких система визначила той самий метод обробки, що й для відповідного зображення з рисунку 7. У другому стовпчику наведено загальну якість сегментації для тестових зображень, котрим було поставлено у відповідність

той самий метод. У третій колонці відображено мінімальне значення точності сегментації, отримане системою для поточних прикладів методів обробки зображень. У четвертій колонці наведено точність, розраховану для тих самих зображень, сегментованих на підставі алгоритмів Loizou.

## ВИСНОВКИ

У дисертації наведено теоретичну формалізацію, узагальнення й нове вирішення актуальної науково-технічної проблеми автоматизованої сегментації УЗ зображень сонної артерії людини. Основні результати роботи мають важливе наукове, теоретичне та практичне значення і зводяться до наступного.

1. Дослідження існуючих інформаційних технологій обробки УЗ зображень показало, що вони не дозволяють отримувати точні результати автоматичної сегментації для різних медичних УЗ зображень сонних артерій на складних та небезпечних стадіях захворювання, тому необхідна розробка гнучкої системи, що точно сегментує медичні УЗ зображення зі значними розбіжностями в характеристиках та зменшує вплив суб'єктивізму експерта за рахунок автоматизації розробки схем сегментації зображень та розгляду великої кількості комбінацій алгоритмів і параметрів.

2. Дослідження особливостей медичних УЗ зображень та підходів до їх оцінки дозволило виділити множину текстурних параметрів, що характеризують головну складність сегментації УЗ зображень – шуми. Запропоновано підхід до скорочення виділеної множини текстурних параметрів на підставі кореляційного аналізу їх експериментально отриманих значень.

3. Розроблено метод автоматичного синтезу схем сегментації зображень, який за рахунок запропонованих модифікацій операторів кросинговеру та мутації дозволяє поліпшити точність синтезованих рішень приблизно на: 40% за мінімальним, на 17% за середнім і на 5% за максимальним критерієм фітнес-функції порівняно з класичним ГА. Результати тестування показали, що з усіх запропонованих модифікацій краща модифікація відрізняється від гіршої з виокремлених модифікацій на 10% за мінімальним, на 5% за середнім і на 2% за максимальним критерієм фітнес-функції. На базі цього методу запропоновано підхід до скорочення множини використовуваних алгоритмів обробки зображень для прискорення процесу синтезу точних схем сегментації.

4. Розроблено метод пошуку кластерів у просторі текстурних параметрів, за якими визначаються характеристики УЗ зображень, відповідних схемам сегментації, що дозволяє автоматизувати вибір схем сегментації для довільного УЗ зображення сонної артерії людини. Розроблено модифікації ПГА, котрі, у середньому, порівняно з класичним ГА, дають перевагу на 5-10% залежно від налаштувань ПГА.

5. Розроблена на базі запропонованих методів та моделей «Автоматизована система обробки ультразвукових зображень сонних артерій на основі еволюційних алгоритмів» протестована на наборах реальних УЗЗ сонних артерій 47-ми пацієнтів на різних стадіях захворювання і пройшла апробацію на 60-ти пацієнтах Інституту невідкладної і відновної хірургії ім. В.К. Гусака. За результатами порівняльного тестування сегментація довільного нового УЗЗ сонної артерії в середньому на 10-

15% точніша за сегментацію існуючих систем, з якими проводилося експериментальне порівняння за запропонованим критерієм.

## ПУБЛІКАЦІЇ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

*Статті у наукових фахових виданнях:*

1. Беликова Т.А. Эволюционный поиск эффективных последовательностей фильтров в задаче бинаризации УЗ изображений / Т.А. Беликова, В.Ю. Скобцов // Труды ИПММ НАН Украины. – 2011. – Том 23. – С. 21-34.

2. Беликова Т.А. Генетический алгоритм в задаче фильтрации УЗ изображений и анализ эффективности его модификаций / Т.А. Беликова, В.Ю. Скобцов // Вестник Херсонского национального технического университета.– 2012.– №1(44).– С. 331-338.

3. Махно Т.О. Еволюційний алгоритм пошуку залежності між текстурними параметрами УЗЗ і якістю обробки УЗЗ різними методами // Вісник Кременчуцького Національного Університету імені Михайла Остроградського – Кременчук: КрНУ, 2015. – Випуск 1 (90). – Частина 1. – С. 27-35.

4. Махно Т.А. Автоматизированная система обработки ультразвуковых изображений сонных артерий на основе эволюционных алгоритмов // Электротехнические и компьютерные системы. – 2015. – № 18 (94).– С. 92-99.

5. Махно Т.А. Параметризация схем обработки УЗИ сонных артерий при помощи эволюционных алгоритмов // Информационно-управляющие системы на железнодорожном транспорте. – 2015. – №5(114). – С. 57-60.

*Публікації апробаційного характеру:*

6. Беликова Т.А. Автоматизированный отбор фильтров в задаче сегментации монохромных УЗ изображений. Компьютерна графіка та розпізнавання зображень / Т.А. Беликова, В.Ю. Скобцов // Збірник наукових праць науково-практичної Інтернет-конференції. Вінниця: Вінницький обласний інститут післядипломної освіти педагогічних працівників. – 2012. – С. 31-39.

7. Belikova T. Evolutionary methods of ultrasonic medical images filtration / T. Belikova, V. Skobtsov, Yu. Skobtsov // 1st EUMLS Conference: Mathematics for Life Sciences, Kyiv. – 2012. – P. 29.

8. Беликова Т.А. Определение востребованности фильтров при решении задачи сегментации монохромных УЗ изображений / Т.А. Беликова, В.Ю. Скобцов // Тезисы XV Международной научно-технической конференция «Моделирование, идентификация, синтез систем управления» (МИССУ' 2012). –2012. – С. 102

9. Belikova T. Evolutionary approach to medical ultrasound image filtration. / T. Belikova, V. Skobtsov, Yu. Skobtsov // 2nd EUMLS Conference: Mathematics for Life Sciences, Kyiv. – 2013. – P. 4.

10. Беликова Т.А. Эволюционный отбор наиболее эффективных методов обработки изображений. // Интеллектуальные системы принятия решений и проблемы вычислительного интеллекта: Материалы международной научной конференции. Херсон: ХНТУ. – 2013. – С. 404-406.

11. Махно Т.А. Свойства множеств параметров Харалика в задаче текстурного анализа УЗ изображений // The 3th International Conference «Advanced Information Systems and Technologies, AIST 2014» . – 2014. – С. 135.

12. Makhno T.O Evolutionary approach to enhancement of medical ultrasound image processing. // 3rd EUMLS Conference: Mathematics for Life Sciences, Rivne. – 2015. – P. 15.

13. Махно Т.А. Параметризация схем обработки УЗИ сонных артерий при помощи эволюционных алгоритмов (тезисы) // Информационно-управляющие системы на железнодорожном транспорте. – 2015. – №4 (приложение). – С. 9.

14. Makhno T. Evolutionary Approach to Ultrasound Images Segmentation // Theoretical and Applied Aspects of Cybernetics. Proceedings of the 5th international Scientific Conference of Students and Young Scientists.–2015. – С.53-59.

## АНОТАЦІЯ

**Махно Т.О. Автоматизована система обробки ультразвукових зображень сонних артерій на основі еволюційних алгоритмів.** – Рукопис.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.13.06 – інформаційні технології. – Донецький національний університет. – Вінниця, 2016.

Дисертаційна робота присвячена вирішенню актуальної наукової задачі підвищення якості автоматизованої сегментації ультразвукових зображень (УЗЗ), зокрема УЗЗ сонних артерій людини. Розроблено метод автоматичного синтезу схем сегментації УЗЗ на основі генетичного програмування, що за рахунок модифікацій операторів кросинговеру та мутації дозволяє підвищити швидкість синтезу та точність схем сегментації УЗЗ. Модель запропонованої гнучкої системи розроблена на основі еволюційних алгоритмів та дозволяє змінювати склад множини алгоритмів обробки зображень, що використовуються системою з метою синтезу методів сегментації зображень. Запропонований метод зменшення потужності множини алгоритмів обробки УЗЗ, комбінації яких дозволяють знайти точніші вирішення задачі сегментації УЗЗ, прискорює синтез методів обробки зображень на 5%.

Розроблена система була протестована на наборах реальних УЗЗ сонних артерій 47-ми пацієнтів на різних стадіях захворювання. Порівняно з аналогами на 10-15% було підвищено точність обробки УЗЗ сонних артерій людини за рахунок автоматизації вибору методів сегментації зображень за автоматично розрахованими значеннями текстурних параметрів.

**Ключові слова:** еволюційні алгоритми, генетичне програмування, обробка ультразвукових зображень, медичні зображення.

## ABSTRACT

**Makhno T.O. Automated system for processing ultrasound images of the carotid artery based on evolutionary algorithms.** – Manuscript.

Dissertation for the Candidate of Science degree on specialty 05.13.06 – information technology. – Donetsk National University. – Vinnytsia, 2016.

This thesis is devoted to solving actual scientific task of improving the quality of automated segmentation of ultrasound medical imaging. The quality of automated segmentation of ultrasound imaging (UI) of the carotid arteries of man, specifically. The model of proposed flexible system is based on evolutionary algorithms. This model allows you to change the set of image processing algorithms which are used by the system for the

synthesis of image segmentation schemes. This method of automatic synthesizing of UI processing schemes is based on the genetic programming. Image segmentation schemes are synthesized from the set of image processing algorithms. The thesis presents the method for reducing of a power of the set of image processing algorithms. This makes it possible to accelerate the synthesis of image processing schemes by 5%.

The developed system was tested with real sets of ultrasound images of the carotid arteries of 47 patients at different stages of the disease. The automating selection of image processing schemes is based on calculation of texture parameters. This makes it possible to increase processing accuracy of ultrasound images of human carotid arteries by 10-15% in comparison with peers.

**Key words:** evolutionary algorithms, genetic programming, ultrasound images processing, medical images.

## АННОТАЦИЯ

**Махно Т.А. Автоматизированная система обработки ультразвуковых изображений сонных артерий на основе эволюционных алгоритмов.** – Рукопись.

Диссертация на соискание научной степени кандидата технических наук по специальности 05.13.06 – информационные технологии. – Донецкий национальный университет. – Винница, 2016.

Диссертация посвящена решению актуальной научной задачи повышения качества автоматизированной сегментации ультразвуковых изображений сонных артерий, на основе комплекса моделей, методов и алгоритмов, позволяющих точно сегментировать ультразвуковые (УЗ) изображения со значительными различиями в качественных характеристиках и снизить влияние субъективности эксперта за счёт автоматизации разработки схем сегментации изображений и параметризации разработанных схем сегментации УЗ изображений (УЗИ).

Разработан метод автоматического синтеза схем сегментации УЗИ сонных артерий человека, который позволяет генерировать упорядоченные последовательности алгоритмов обработки изображений (схемы сегментации изображений), применение которых позволяет получить точный результат сегментации некоторого наперёд заданного УЗ изображения. Синтез схем сегментации УЗИ осуществляется на основе алгоритма генетического программирования. За счёт предложенных модификаций оператора кроссинговера и оператора мутации, который использует библиотеки фрагментов промежуточных решений, разработанный метод позволяет повысить скорость синтеза и точность схем сегментации УЗИ. Библиотеки промежуточных решений заполняются и перезаписываются перед каждым этапом генерации новой популяции особей генетического алгоритма. На базе разработанного метода предложен подход к сокращению множества алгоритмов обработки изображений, используемых при синтезе схем сегментации УЗИ, на основании исключения из рассмотрения тех алгоритмов обработки УЗИ, которые редко используются генетическим алгоритмом при синтезе схем сегментации. Предложенный подход повышает скорость синтеза и точность построенных схем сегментации УЗИ.

Разработан метод поиска соответствий между значениями текстурных параметров УЗИ сонных артерий и методами, позволяющими производить точную сегментацию вышеупомянутых УЗИ. Разработанный метод позволяет автоматизировать процесс выбора схемы сегментации УЗИ, производя предварительную оценку изображения путём вычисления значений его текстурных параметров и поиска, на основании полученных значений, наиболее подходящей для данного изображения схемы сегментации. Использование различных схем сегментации в зависимости от текстурных характеристик УЗИ позволяет повысить точность сегментации, особенно в случаях УЗИ сонных артерий пациентов на поздних и наиболее опасных стадиях заболевания, ввиду специфичности характеристик подобных изображений. Поиск соответствий между значениями текстурных параметров УЗИ и схемами, производящими их точную сегментацию, осуществляется при помощи параллельного генетического алгоритма.

Выделено множество текстурных параметров, рассчитываемых по матрицам смежности яркостей, качественно характеризующих главную сложность сегментации УЗИ, в частности УЗИ сонных артерий человека, – шумы. Проведен корреляционный анализ экспериментально рассчитанных значений множества выделенных текстурных параметров, используемых в работе с целью классификации УЗИ сонных артерий человека. На основании проведенного корреляционного анализа множество текстурных параметров было сокращено таким образом, чтобы оставшиеся в рассмотрении параметры взаимно не коррелировали. Сокращение множества текстурных параметров позволило повысить скорость работы системы и точность синтезированных системой решений.

Разработанная на основе предложенных моделей и методов система протестирована на наборах реальных ультразвуковых изображений сонных артерий 47 пациентов на разных, в основном тяжелых предоперационных стадиях заболевания атеросклерозом. Проведенное тестирование показало, что точность обработки ультразвуковых изображений сонных артерий человека по сравнению с аналогами была повышена на 10-15%. Метод синтеза схем сегментации изображений, за счёт предложенных модификаций операторов кроссинговера и мутации позволяет повысить точность сегментации УЗИ синтезированными схемами сегментации по сравнению с классическим ГА приблизительно на 40% по минимальному, на 17% по среднему и на 5% по максимальному критерию фитнес-функции. Предложенный подход к сокращению множества алгоритмов обработки изображений, используемых при автоматическом синтезе схем сегментации, повышает скорость синтеза и точность построенных схем сегментации УЗИ.

Внедрение информационной технологии, базирующейся на моделях и методах, описанных в диссертации, в Институте неотложной и восстановительной хирургии НАМНУ им. В.К. Гусака, позволило на 20% ускорить процесс установления степени эмбологенной опасности атеросклеротических бляшек, а также на 15% увеличить точность процесса диагностики заболевания.

**Ключевые слова:** эволюционные алгоритмы, генетическое программирование, обработка ультразвуковых изображений, медицинские изображения.