

Фрактальна Обробка Цифрових Медичних Зображень при Проектуванні Систем Підтримки Прийняття Рішень в Медицині

Анатолій Поворознюк
кафедра обчислювальної техніки та програмування
Національний технічний університет
«Харківський політехнічний інститут»
Харків, Україна
ai.povoroznjuk@gmail.com

Халед Шехна
кафедра обчислювальної техніки та програмування
Національний технічний університет
«Харківський політехнічний інститут»
Харків, Україна
khaled-shehna@hotmail.com

Fractal Processing of Digital Medical Imaging for Designing of Support Decision Systems in Medicine

Anatoliy Povoroznjuk
Department of Computer Science and Programming
National Technical University
"Kharkiv Polytechnic Institute"
Kharkiv, Ukraine
ai.povoroznjuk@gmail.com

Khaled Shehna
Department of Computer Science and Programming
National Technical University
"Kharkiv Polytechnic Institute"
Kharkiv, Ukraine
khaled-shehna@hotmail.com

Анотація—У роботі розглянуто застосування фрактальної обробки напівтонових медичних зображень для виявлення діагностично значимих характеристик. Розроблено алгоритм розрахунку фрактальної розмірності медичних зображень або виділених фрагментів та його програмну реалізацію. Робота програми протестована на реальних маммограмах.

Abstract—The article considers the using of fractal processing of halftone medical images for the revelation of diagnostically significant characteristics. An algorithm for calculating the fractal dimension of medical images or selected fragments and its program realization has been developed. The work of program has been tested on real mammograms.

Ключові слова—комп'ютерна система; медичне зображення, маммограма, фрактальна розмірність.

Keywords—computer system, medical image, mammogram, fractal dimension.

I. ВСТУП

Впровадження комп'ютерних та інформаційних технологій в медичну практику привело до створення широкого спектру медичних інформаційних систем (МІС) від електронних історій хвороби до складних систем підтримки прийняття рішень (СППР). Найбільшого

поширення МІС отримали в складі діагностичних комплексів, за допомогою яких проводяться різні інструментальні обстеження пацієнтів.

Переважає більшість діагностичної інформації містять дані, які одержані при візуалізації і морфологічному аналізі (виділення діагностично-значущих структурних елементів на тлі перешкод) біомедичних сигналів та зображень [1]. Медичні зображення (рентгенограми, маммограми, УЗД та ін.) є одним з важливих засобів отримання візуальної інформації про внутрішні структури і функції людського тіла, яка не сприймається безпосередньо зором.

Процес обробки інформації в біомедичних СППР складається з послідовності відповідних етапів, одним з яких є етап морфологічного аналізу біомедичних зображень (БМЗ) з локально зосередженими ознаками (ЛЗО). БМЗ з ЛЗО— це зображення, що мають таку структуру, при якій діагностичні ознаки зосереджені на невеликих фрагментах їх області визначення. Завданням морфологічного аналізу є виділення на тлі перешкод інформативних фрагментів (структурних елементів) БМЗ, в результаті якого формуються діагностичні ознаки у вигляді параметрів знайдених структурних елементів.

Морфологічний аналіз БМЗ з ЛЗО є одним з відповідальних етапів, так як помилки на цьому етапі призводять до прийняття помилкових діагностичних рішень або до відмови від прийняття рішення взагалі. Цей етап вимагає використання спеціалізованих методів морфологічного аналізу даних, що враховують особливості БМЗ з ЛЗО і методи їх перетворення [2]. Найбільш повно теорія морфологічного аналізу розроблена для обробки зображень і сцен різної природи [3, 4]. Однак у медичній практиці для морфологічного аналізу БМЗ з ЛЗО частіше використовуються різні евристичні методи обробки, які на інтуїтивному рівні оперують поняттями форми сигналу або зображення в цілому або окремих їх ділянок.

Існуючі методи цифрової обробки не враховують особливості БМЗ з ЛЗО, мають обмежену сферу застосування при обробці медичних зображень, так як зазначені зображення є малокоонтрастними, містять значну шумову складову, а діагностичні елементи – значну варіабельність. Крім того, деякі елементи мають нерегулярну (фрактальну) структуру (наприклад – мікрокальцинати в мамографії). Тому актуальність теми полягає в розробці спеціалізованих методів поліпшення візуалізації і морфологічного аналізу, які засновані на врахуванні особливостей розглянутих зображень у вигляді моделей корисних сигналів, зокрема моделей фрактальної розмірності з метою підвищення якості інструментального обстеження пацієнта при проектуванні біомедичних систем на основі морфологічного аналізу БМЗ з ЛЗО.

Метою роботи є розробка методів та технологій виявлення діагностично значимих характеристик напівтонових медичних зображень на основі їх морфологічного аналізу з урахуванням фрактальних розмірностей.

II. РОЗРОБКА МЕТОДУ МОРФОЛОГІЧНОГО АНАЛІЗУ БІОМЕДИЧНИХ НАПІВТОНОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ З УРАХУВАННЯМ ФРАКТАЛЬНИХ РОЗМІРНОСТЕЙ

Обробка цифрових зображень давно стала складовою досліджень практично у всіх областях науки. Робота зі зразками з будь-якої предметної області передбачає не тільки витяг деяких даних із зображень, але і класифікацію знімків, роботу зі складноструктурованих зразками, з неочевидними закономірностями і особливостями, часто помітними лише фахівцям в цій області. У медицині можливість автоматично обробляти великі набори зображень, розпізнавати знімки мікроскопа певної тематики, визначати тип тканини, виявляти пухлини, визначати наявність будь-яких з'єднань може значно вплинути на хід досліджень, полегшити процес роботи з зображеннями, наприклад, прискорити виявлення хвороби, постановки діагнозу, що допомагає підібрати своєчасне і адекватне лікування.

Один із широко використовуваних підходів до аналізу зображень – фрактальний аналіз. Фракталами, за визначенням Б. Мандельброта, називають множини, для яких їх фрактальна розмірність більше топологічної. Як правило, такі множини мають властивості самоподібності. Характеристикою, що відображає цю самоподібність, є фрактальна розмірність. Нетрадиційні для класичної

геометрії підходи, застосовувані при фрактальному аналізі, допомагають отримати нові дані про досліджувані об'єкти, проаналізувати його досить складну, нерегулярну структуру.

При обчисленні фрактальної розмірності різних природних і штучних об'єктів виникає ряд проблем, пов'язаних з тим, що існує кілька визначень фрактальної розмірності. Базовим поняттям є розмірність Хаусдорфа, але її оцінка часто виявляється досить непростю справою. Тому на практиці частіше використовуються розмірності, що відносяться до так званого класу box-computing (або box-counting).

При такому підході досліджувана множина покривається клітинами (box) однакового розміру δ і розглядається число елементів покриття $N(\delta)$. Передбачається, що це число залежить в деякій мірі від розміру клітини δ .

Розглядається відношення

$$f = \frac{\log_2 N(\delta)}{\log_2(\delta)}$$

і досліджується його поведінка при зміні масштабу δ . Якщо існує межа цього відношення, то вона дорівнює числу d , яке і називається ємнісною розмірністю даної множини

$$d = \lim_{\delta \rightarrow 0} f = \lim_{\delta \rightarrow 0} \frac{\log_2 N(\delta)}{\log_2(\delta)}. \quad (1)$$

Для точки, відрізка, квадрата і т. п. ця величина збігається з добре відомою геометричною розмірністю і є цілим числом ($d = 0, 1, 2$ відповідно). Для фрактальних множин розмірність не дорівнює цілому. Таким чином, основною ідеєю введення цього класу розмірностей є поняття «вимірювання за шкалою δ »: для кожного δ вимірюється об'єкт таким чином, що ігнорується нерівномірність об'єктів розміром менше δ і розглядаються вимірювання при δ , що прагне до 0.

Безпосереднє визначення фрактальної розмірності по (1) використовується при аналізі бінаризованих зображень, але для визначення фрактальної розмірності напівтонових зображень в роботі ми застосовуємо один з алгоритмів, який наведений в [5]. Ідея полягає в побудові поверхні графіка функції градації сірого, обчислення об'єму спеціального "покривала" для цієї поверхні і потім – в обчисленні фрактальної розмірності поверхні. Виявляється, що в цьому випадку розмірність Мінковського збігається з найчастіше використовуваною ємнісною, але спосіб обчислення простіше. Таким чином, до кожного зображення зіставляється вектор розмірності, близькість зображень оцінюється по близькості векторів.

Метод засновано на побудові над напівтоновим зображенням графіка поверхні функції градації сірого. Потім ця поверхня «потовщується» – для неї будується спеціальне δ -паралельне тіло, так зване покривало. Обчислюється його об'єм, наближення до площі поверхні і фрактальна розмірність поверхні.

Нехай для напівтонового зображення заданомножина пікселів:

$$F = \{Z_{ij}, i = \overline{0, k}, j = \overline{0, l}\},$$

де $Z_{ij} \in \{0, 255\}$ – значення інтенсивності для пікселя з координатами (i, j) .

Оскільки градація сірого визначена тільки для пікселя, F можна розглядати як функцію від цілочислених аргументів. Довизначимо F для точок з дійсними координатами (x, y) , $i \leq x < i+1$, $j \leq y < j+1$, тоді ми можемо говорити про площу поверхні графіка побудованої функції F (довизначити можна значенням Z_{ij} або використовуючи будь-яку апроксимацію). Якщо розглядати отриману поверхню як фрактал, то за значенням її площі визначається фрактальна розмірність. В аналізі зображень множина значень функції градації сірого завжди не порожня і обмежена в \mathbb{R}^3 .

Розглянемо всі точки, що знаходяться на відстані δ від поверхні графіка функції градації сірого. Вони утворюють «покривало» товщиною 2δ , яке є δ -паралельним тілом і визначається верхньою поверхнею $u_\delta(i, j)$ та нижньою поверхнею $b_\delta(i, j)$. Для $\delta = 1, 2, \dots$ поверхні визначаються ітеративно:

$$u_\delta(i, j) = \max \{u_\delta(i, j) + 1, \max_{|(m,n)-(i,j)| \leq 1} u_\delta(m, n)\} \quad (2)$$

$$b_\delta(i, j) = \min \{u_\delta(i, j) - 1, \min_{|(m,n)-(i,j)| \leq 1} u_\delta(m, n)\} \quad (3)$$

Як видно з (2, 3) в обчисленнях екстремальних точок ми використовуємо чотирьох ближніх сусідів.

Точка $F(x, y)$ включена у δ -паралельне тіло, якщо

$$b_\delta(i, j) \leq F(x, y) < u_\delta(i, j).$$

Об'єм δ -паралельного тіла обчислюється як

$$V_\delta = \sum_{i,j} (u_\delta(i,j) - b_\delta(i,j)) \quad (4)$$

Площа поверхні фракталу обчислюється за наступною формулою

$$S_\delta = \frac{V_\delta}{2\delta}. \quad (5)$$

Так як $S_\delta \approx \beta \delta^{2-D}$ [4], то фрактальна розмірність D визначається з співвідношення:

$$D = 2 - \frac{\log_2 S_\delta}{\log_2 \delta}. \quad (6)$$

Обчислення площі поверхні графіка функції F можна виконати для всього зображення або розбити його на клітинив координатах (x, y) і виконати обчислення для кожного клітини.

Враховуючи те, що розрахована по (6) фрактальна розмірність D буде відрізнятися при різних δ , середнє значення відношення

$$\frac{\log_2 S_\delta}{\log_2 \delta}. \quad (7)$$

знаходиться за методом найменших квадратів як кутовий коефіцієнт a_1 прямої $y = a_0 + a_1 x$ в координатах

$$x = \log_2 \delta; y = \log_2 S_\delta.$$

На основі вищесказаного пропонується наступний алгоритм обчислення фрактальної розмірності напівтонових зображень:

1. Для всього зображення, або для виділеного фрагменту будуємо функцію градації сірого Z_{ij} .

2. Визначаємо початкові значення двомірного масиву точок верхньої та нижньої поверхні δ -паралельного тіла при $\delta=0$:

$$u_0(i, j) = b_0(i, j) = Z(i, j), i = \overline{0, k}, j = \overline{0, l}$$

3. Організується цикл зміни шкали δ ($\delta = \overline{1, 256}$), на кожному етапі якого виконуються наступні дії:

3.1. Обчислюються двомірні масиви точок верхньої $u_\delta(i, j)$ та нижньої $b_\delta(i, j)$ поверхні δ -паралельного тіла за формулами (2) і (3).

3.2. Обчислюється об'єм δ -паралельного тіла V_δ за формулою (4).

3.3. Обчислюється площа поверхні фракталу S_δ за формулою (5).

3.4. Розраховуються та зберігаються значення $\log_2 \delta$ та $\log_2 S_\delta$ в відповідні масиви.

4. Методом найменших квадратів розраховуються коефіцієнт a_1 лінійної регресії виду $y = a_0 + a_1 x$ в координатах $x = \log_2 \delta; y = \log_2 S_\delta$. Розраховане значення a_1 приймається в якості середнього значення відношення (7), яке потім використовується в формулі (6).

5. За формулою (6) знаходимо фрактальну розмірність зображення або виділеного фрагменту.

III. ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ТЕСТУВАННЯ

При розробці програмної реалізації наведеного вище алгоритму розрахунку фрактальної розмірності обґрунтовано вибір операційної системи (ОС) Windows, яка займає майже 90% ринку ОС для персональних комп'ютерів. Крім того, її API дозволяє ефективно побудувати необхідний інтерфейс користувача. Мовою програмування було обрано мову C#. Дана мова дозволяє використовувати безпосередньо API системи Windows, має гнучкі можливості для роботи з пам'яттю, має багато бібліотек для роботи з інтерфейсом.

Розроблений програмний продукт «FractalMed» має наступні можливості:

- відкриття зображень різних форматів;
- відкриття файлів знімків мамограм з розширенням .mat;
- перегляд зображення;

- приближення та віддалення;
- вибір області розрахунку фрактальної розмірності;
- розрахунок фрактальної розмірності зображення.

Розроблений програмний продукт «FractalMed» було протестовано на реальних зображеннях мамограм. Файли мамограм в форматі *.mam були люб'язно представлені розробниками вітчизняних мамографів – фірмою ДП АТ НДІРВ «Радмір», м. Харків. Проаналізовано 60 мамограм, серед них 40-без явних патологій і 20-з наявними

патологічними структурами різних типів (пухлини, внутрішньопротокові утворення та мікрокальцинати). Була розрахована фрактальна розмірність всього зображення та виділених фрагментів. Першим фрагментом обирався фрагмент без явних патологій, другим з явними патологіями. Приклади оброблених медичних зображень наведено на рис. 1. Результати обробки наведено в табл. 1.

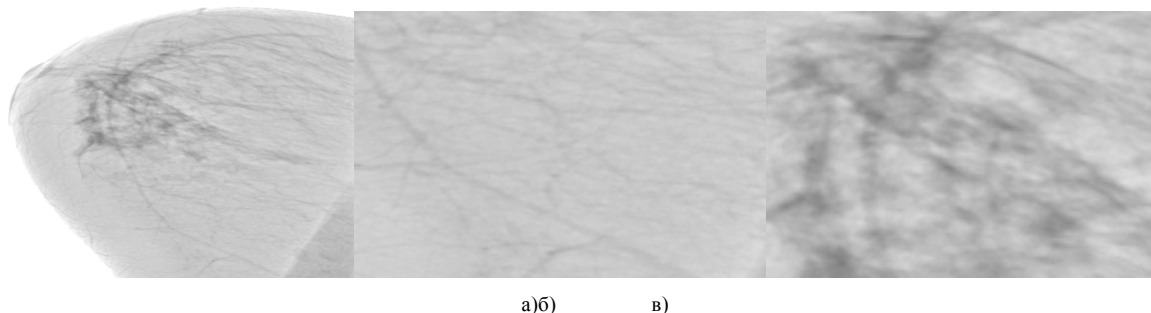


Рис. 1. Приклади оброблених зображень: а) файл 0120.mam, б) фрагмент без патологій файлу 0120.mam, в) фрагмент з патологіями файлу 0120.mam

ТАБЛИЦЯ 1. РЕЗУЛЬТАТИ ТЕСТУВАННЯ НА РЕАЛЬНИХ МЕДИЧНИХ ЗНИМКАХ

Назва файлу	Фрактальна розмірність всього зображення	Фрактальна розмірність фрагмента без явних патологій	Фрактальна розмірність фрагмента з явними патологіями
0157.mam	2,466	2,495	2,711
0111.mam	2,414	2,531	2,683
0120.mam	2,402	2,482	2,702
0162.mam	2,482	2,681	2,650

В табл. 1 наведені дані обробки файлів мамограм: 0157.mam – без явних патологій; 0111.mam – патологічне утворення (темна пляма на мамограмі) 0120.mam – мікрокальцинати; 0162.mam – внутрішньопротокові утворення.

Аналізуючи дані табл. 1, можна зробити висновок, що фрактальна розмірність всього зображення не дає статистично-значущих результатів про наявність чи відсутність патологій, у всіх зображеннях фрактальна розмірність лежить в діапазоні від 2,4 до 2,5. Але якщо робити розрахунок фрактальної розмірності на виділених фрагментах, то результати сильно різняться. Можна прослідити закономірність, що чим більше явних патологій на фрагменті, тим більша фрактальна розмірність.

ВИСНОВКИ

Обґрунтовано застосування фрактальної обробки напівтонових медичних зображень зображень для

виявлення діагностично значимих характеристик. Розроблено метод виявлення діагностично значимих характеристик напівтонових медичних зображень на основі їх морфологічного аналізу з урахуванням фрактальних розмірностей. Розроблено алгоритм розрахунку фрактальної розмірності медичних зображень або виділених фрагментів та його програмну реалізацію. Робота програми протестована на реальних мамограмах. Подальші дослідження направлені на розробку методу класифікації напівтонових медичних зображень з урахуванням їх фрактальних розмірностей.

ЛІТЕРАТУРА REFERENCES

- [1] А.И.Поворознюк, Системы поддержки принятия решений в медицинской диагностике. Синтез структурированных моделей и решающих правил / А.И. Поворознюк – Saarbrücken Germany: LAP LAMBERT Academic Publishing GmbH & Co. KG, 2011. – 314 с.
- [2] Q. Guo, A novel approach to mass abnormality detection in mammographic images / Q. Guo, V. Ruiz, J. Shao, F. Guo // In Proceedings of the IASTED International Conference on Biomedical Engineering. – Innsbruck. – 2005. – P. 180–185.
- [3] А.Ю. Рубис, Морфологическая фильтрация изображений на основе взаимного контрастирования / А.Ю. Рубис, М.А. Лебедев, Ю.В. Визильтер, О.В. Выглов // Компьютерная оптика. – 2016. – Т. 40, № 1. – С. 73–79.
- [4] Ю.В. Визильтер, Сравнение изображений по форме с использованием диффузной морфологии и диффузной корреляции / Ю.В. Визильтер, В.С. Горбачевич, А.Ю. Рубис, О.В. Выглов // Компьютерная оптика. – 2015. – Т. 39, № 2. – С. 265–274.
- [5] N.B. Ampilova, On Fractal, Statistical and Morphological Methods of Digital Image Analysis in Medical Research / N.B. Ampilova, I.P. Soloviev, Yu.V. Shupletsov // St. Petersburg State Polytechnical University Journal. Computer Science, Telecommunications and Control Systems – 2014. – № 1 (188) – P. 51–61/