

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
«ХАРКІВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ»

БОЙКО ДМИТРО ОЛЕКСАНДРОВИЧ



УДК 004.932:616-073.75

**ДЕКОМПОЗИЦІЙНИЙ МЕТОД ТА ПІДСИСТЕМА ПІДВИЩЕННЯ
ЯКОСТІ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ АНАТОМІЧНИХ І ПАТОЛОГІЧНИХ
СТРУКТУР НА ЦИФРОВИХ МАМОГРАМАХ**

Спеціальність 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

Автореферат
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Харків 2017

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі обчислювальної техніки та програмування Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут» Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник:

кандидат технічних наук, доцент
Філатова Ганна Євгенівна,
Національний технічний університет
«Харківський політехнічний інститут», доцент
кафедри обчислювальної техніки та
програмування

Офіційні опоненти:

доктор технічних наук, професор
Аврунін Олег Григорович,
Харківський національний університет
радіоелектроніки,
професор кафедри біомедичної інженерії

кандидат технічних наук, доцент

Тимчик Сергій Васильович,
Вінницький національний технічний університет,
доцент кафедри проектування медико-біологічної
апаратури

Захист дисертації відбудеться "11" травня 2017 року о 14.30 годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 64.050.17 в Національному технічному університеті «Харківський політехнічний інститут» за адресою: 61001, Україна, м. Харків, вул. Пушкінська, 79/1.

З дисертацією можна ознайомитися у науково-технічній бібліотеці Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут» за адресою: 61001, Україна, м. Харків, вул. Кирпичова, 2.

Автореферат розіслано "07" квітня 2017 року.

Вчений секретар
спеціалізованої вченої ради



Р.С. Томашевський

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. На сьогоднішній день спостерігається зростання кількості хворих на рак молочної залози (МЗ), тому виявлення на ранніх стадіях цього захворювання є важливим та актуальним завданням в медицині. Одним з основних методів обстеження молочних залоз жінок вважається мамографія. Цей метод є найбільш безпечним і недорогим, а також має достатню інформативність, особливо на ранніх етапах діагностики патології молочної залози, оскільки дозволяє виявляти внутрішньопротокові утворення та мікрокальцинати, які є провісниками пухлинного процесу.

У медичній практиці при проведенні радіологічних досліджень МЗ прагнуть максимально зменшити енергію іонізуючого випромінювання, а також час експозиції, що, в свою чергу, призводить до зниження якості візуалізації досліджуваних органів. Стандартні підходи до обробки слабконтрастних напівтонових зображень не дають потрібних результатів для знаходження патології та можуть бути застосовані лише в комбінації з різними методами покращення візуалізації. Тому задача підвищення якості візуалізації анатомічних і патологічних структур (АПС) на мамограмах за рахунок цифрової обробки зображень є перспективним напрямком медичної розробки.

Перехід до цифрової технології візуалізації рентгенівських зображень дозволяє значно підвищити якість дослідження молочної залози; істотно скоротити час одного обстеження та його вартість, а також підвищити радіаційну безпеку в порівнянні з традиційною плівковою технологією. Сьогодні на ринку пропонуються різні варіанти обладнання, які дозволяють отримувати та обробляти рентгенівське зображення в цифровому вигляді. З появою вітчизняного цифрового мамографа *SUMA* з'явилася необхідність розробки спеціалізованих систем підтримки прийняття рішень (СППР), які дозволять отримувати за короткий час високоякісні мамографічні знімки, що містять максимум діагностичної інформації, та значно спростити роботу лікаря-маммолога під час прийняття лікувально-діагностичних рішень.

Таким чином, науково-практична задача розробки нових методів підвищення та оцінки якості слабконтрастних напівтонових зображень МЗ, а також поліпшення візуалізації АПС на цифрових мамограмах, є актуальною для медичного приладобудування та визначила напрям досліджень дисертаційної роботи.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційне дослідження проводилося на кафедрі обчислювальної техніки та програмування Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут» (НТУ «ХПІ») у відповідності до держбюджетних НДР за планом МОН України: «Розробка теорії та методів побудови інтелектуальних систем підтримки прийняття рішень в медицині на основі синтезу структурованих моделей» (ДР № 0110U001246), «Розробка інтелектуальних систем підтримки прийняття рішень для діагностики, керування та оптимізації технічних та біотехнічних об'єктів» (ДР № 0113U000449) та госпдоговірної теми «Програмний модуль морфологічного аналізу мамограм на основі

нелінійної фільтрації цифрових напівтонових зображень» (ДР №0115U001307), ДП АТ НДІРВ «Радмір», м. Харків, здобувач був виконавцем окремих розділів.

Мета і задачі дослідження. Метою дисертації є підвищення якості візуалізації анатомічних та патологічних структур на слабоконтрастних напівтонових зображеннях молочної залози шляхом розробки декомпозиційного метода та підсистеми візуалізації цифрових мамографічних зображень.

Для досягнення цієї мети поставлені наступні задачі:

- провести аналітичний огляд існуючих методів цифрової обробки напівтонових зображень для поліпшення візуалізації анатомічних і патологічних структур молочної залози з метою обґрунтування вибору методів, які необхідні для обробки слабоконтрастних напівтонових зображень (мамограм);

- розробити математичну модель цифрового рентгенологічного зображення молочної залози;

- розробити декомпозиційний метод підвищення якості візуалізації анатомічних і патологічних структур на цифрових мамограмах з використанням вибраних методів цифрової обробки напівтонових зображень;

- розробити метод багатокритеріальної оцінки якості зображення структур молочної залози на слабоконтрастних напівтонових зображеннях;

- розробити підсистему візуалізації цифрових рентгенівських зображень;

- провести експериментальну перевірку розроблених методів підвищення та оцінки якості візуалізації на цифрових мамограмах.

Об'єктом дослідження є процес візуалізації анатомічних і патологічних структур на мамограмах.

Предметом дослідження є методи підвищення та оцінки якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах.

Методи дослідження. У роботі використані методи цифрової обробки двовимірних сигналів (адаптивна фільтрація, режими накладення, нелінійна корекція яскравості) для поліпшення якості візуалізації анатомічних і патологічних структур на мамограмах; методи експертних оцінок при розробці інтегральних шкал оцінки якості мамографічних знімків та оптимізації параметрів методу підвищення якості візуалізації мамограм; теорія підтримки прийняття рішень в умовах невизначеності для оцінки якості мамографічних зображень.

Наукова новизна отриманих результатів:

1) вперше розроблена математична модель зображення структури молочної залози на цифровій мамограмі, що заснована на пошаровій декомпозиції вхідного зображення на складові (зображення, які містять структуру та щільність тканин) для цифрової обробки кожного з них і подальшої їх композиції, що дозволило розробити метод підвищення якості візуалізації анатомічних і патологічних структур з урахуванням особливостей їх відображення на слабоконтрастних напівтонових зображеннях молочної залози;

2) вперше розроблено декомпозиційний метод, який полягає в адаптивній фільтрації зображення, вирівнюванні градієнтної зміни фону зображення молочної залози з одночасним поліпшенням контрасту анатомічних структур, які візуалізуються, що дозволяє підвищити якість візуалізації анатомічних і

патологічних структур на цифрових мамограмах та діагностики захворювань молочної залози;

3) удосконалено метод багатокритеріальної оцінки якості візуалізації анатомічних і патологічних структур на цифрових мамограмах в умовах невизначеності, який на відміну від відомих включає розробку оціночних шкал окремих критеріїв суб'єктивних і об'єктивних характеристик мамографічного зображення, що дозволяє враховувати особливості аналізованих знімків, а також забезпечує швидку та точну експертну оцінку якості зображення.

Практична цінність отриманих результатів для галузі медичного приладобудування полягає в тому, що:

1) розроблена підсистема візуалізації анатомічних і патологічних структур на цифрових мамограмах, в основу якої покладено запропоновані методи підвищення та оцінки якості слабконтрастних напівтонових зображень, що дозволяє покращити якість мамографічного обстеження жінок та скоротити час їх дослідження. Результати дисертаційних досліджень використовувалися фірмою «Радмір» при розробці програмного забезпечення для цифрового рентгенівського мамографічного комплексу *SUMA*, а також були клінічно апробовані в Державній установі «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва Національної академії медичних наук України» (м. Харків) та впроваджені в роботу (акти впровадження результатів дисертаційної роботи);

2) результати дисертаційної роботи впроваджені в навчальний процес на кафедрі обчислювальної техніки та програмування НТУ «ХПІ» при викладанні дисциплін «Обробка сигналів та зображень», «Засоби та алгоритми прийняття рішень», «Системи підтримки прийняття рішень в медичній діагностиці» (акт впровадження).

Особистий внесок здобувача. Усі результати дисертаційного дослідження, що виносяться на захист, отримані здобувачем особисто. Серед них: обґрунтування підходу до вибору алгоритму використаних методів цифрової обробки; розробка математичної моделі АПС молочної залози на цифровій мамограмі та на її основі декомпозиційного методу підвищення якості візуалізації цифрових мамографічних зображень; розробка методу багатокритеріальної оцінки якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах, обґрунтування підходу до реалізації та проектування архітектури біомедичної СППР в мамології, участь у проведенні експериментальних досліджень ефективності розробленого декомпозиційного методу, аналіз і узагальнення результатів цих досліджень.

Апробація результатів дисертації. Результати та наукові положення дисертаційної роботи доповідалися на: XI Міжнародній науково-практичній конференції «Проблеми інформатики і моделювання» (Харків-Ялта, 2011); 2-й Міжнародній науково-практичній конференції «Комп'ютерные науки и технологии» (РФ, Белгород, 2011); XX - XXIV Міжнародних науково-практичних конференціях «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я» (Харків, 2012-2016); Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні технології, економіка і право: стан та перспективи розвитку» (Чернівці, 2012); XXII Міжнародній конференції «Контроль і управління в складних системах» (Вінниця, 2014); Міжнародній конференції

«Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science» (Львів, 2014); Міжнародній школі-семінарі «Біомедична інженерія: проблеми та перспективи розвитку» (Одеса, 2016).

Публікації. Основний зміст дисертації відображено у 19 наукових публікаціях, з них: 7 статей у наукових фахових виданнях України (5 – у наукометричних базах), 1 – у закордонному періодичному фаховому виданні, 11 – у матеріалах конференцій.

Структура та об'єм роботи. Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Загальний обсяг роботи складає 170 сторінок, з них 31 рисунок по тексту; 18 таблиць по тексту; список використаних джерел з 151 найменування на 17 сторінках, 5 додатків на 28 сторінках.

ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано актуальність теми дисертації, відзначено зв'язок роботи з темами, програмами та планами НДР, сформульовано мету та задачі наукового дослідження, визначено наукову новизну, практичне значення одержаних результатів дослідження за темою.

У **першому розділі** структурно визначені існуючі види досліджень МЗ з зазначенням їх основних переваг та недоліків. Проаналізовано сучасний стан питання якості мамографічних зображень, охарактеризовано задачі, які підлягають першочерговому розв'язанню. Виконано системний аналіз існуючих методів цифрової обробки зображень та програмних засобів, що використовуються в медичній практиці для візуалізації рентгенівських знімків молочної залози. Визначено, що існуючі закордонні зразки медичного програмного забезпечення (ПЗ) для обробки та аналізу мамограм мають закритий код ПЗ та для більшості лікувальних установ України є малодоступними. Тому доцільним є розробка, яка переважно спрямована на автоматичне розпізнавання області раку МЗ на мамографічному зображенні та створення відносно недорогої системи для поліпшення якості візуалізації одержуваних мамограм.

Систематизовані існуючі методи цифрової обробки зображень, в результаті чого виявлені основні переваги та недоліки, а також можливість їх застосування для обробки мамографічних зображень. Обґрунтовано, що для забезпечення належної якості візуалізації структур МЗ, яка необхідна для лікувально-діагностичного процесу особливо при ранній діагностиці раку МЗ як провідної онкологічної патології у жінок, перспективним є розробка декомпозиційного методу візуалізації АПС на мамограмах.

У **другому розділі** сформульовано вимоги до якості візуалізації МЗ та шляхи її підвищення, розроблені математична модель зображення АПС молочної залози на цифровій мамограмі та на її основі декомпозиційний метод підвищення якості візуалізації мамограм, запропонований метод багатокритеріальної оцінки якості мамографічних зображень.

Принцип реєстрації мамографічного зображення (рис. 1) полягає в тому, що рентгенівські промені, які проходять через діафрагму 2, коліматор 3 та

молочну залозу 4, направляються за допомогою електронного сигналу через фільтр 6 на цифровий детектор 7, де формується зображення. Далі зображення оцифровується та зберігається в комп'ютерній пам'яті у вигляді масиву.

Поглинання рентгенівських променів тканиною молочної залози відбувається за експоненціальним законом

$$I_d = I_o \cdot e^{-\mu d},$$

де I_o – інтенсивність хвиль, що падають на МЗ, I_d – інтенсивність хвиль, що пройшли через тканину МЗ товщиною d , μ – коефіцієнт поглинання, що залежить від щільності тканини МЗ.

Інтенсивність випромінювання, що пройшло через МЗ, визначається не лише коефіцієнтом поглинання тканини МЗ, але й її товщиною в зоні сканування. Різниця товщини МЗ d_i (i – номер зрізу на рис. 1) між двома

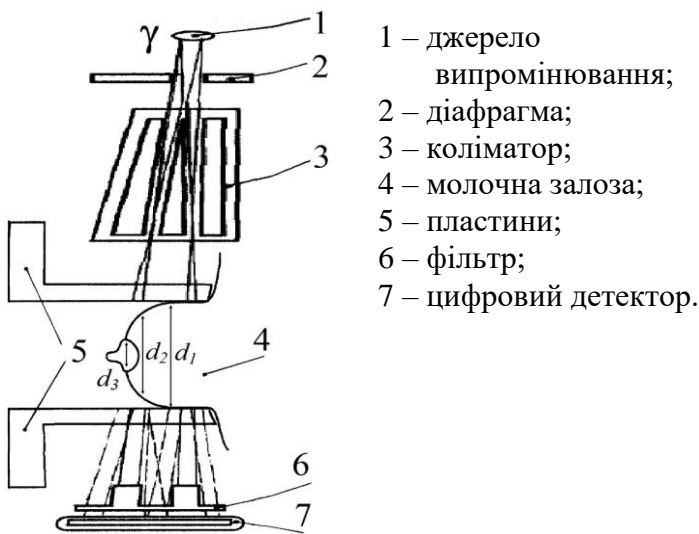


Рисунок 1 – Обґрунтування появи градієнтної зміни фону

пластинами та за мірою віддалення від грудної стінки призводить до появи градієнтної зміни фону зображення МЗ на цифрових мамограмах. В результаті експериментальних досліджень цифрової обробки мамографічних зображень встановлено, що на усіх одержуваних знімках присутня градієнтна зміна фону МЗ, яка не дозволяє візуалізувати найдрібніші деталі структури МЗ, особливо, по її краю. Це, в свою чергу, призводить до високої ймовірності пропуску

найдрібніших змін у тканинах на ранніх стадіях різних патологій МЗ. Тому на початкових етапах обробки цифрових мамограм необхідно, перш за все, видалити градієнтний фон.

У відповідності до анатомічної будови МЗ розроблена математична модель зображення молочної залози, яка складається з 3х складових

$$I[x, y] = D[x, y] + F[x, y] + R[x, y], \quad (1)$$

де $D[x, y]$ – зображення, що містить структуру тканин; $F[x, y]$ – зображення, що містить щільність тканин; $R[x, y]$ – шумова складова; $(x, y) \in M$ – координати пікселів цифрового зображення; M – множина пікселів, що належать зображенню молочної залози.

На основі запропонованої математичної моделі (1) розроблений декомпозиційний метод підвищення якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах. Оскільки характеристики шуму невідомі, а корисний сигнал є нестационарним, то для усунення шумової складової пропонується

використовувати адаптивну фільтрацію Вінера з квадратним вікном

$$A[x, y] = wiener(I[x, y], p_1),$$

де $A[x, y]$ – зображення після фільтрації; $wiener()$ – функція, що формує напівтонове зображення $A[x, y]$, яке є результатом адаптивної фільтрації Вінера вхідного напівтонового зображення $I[x, y]$; p_1 – лінійний розмір апертури (наприклад, $p_1 = 5$).

Відповідь адаптивного фільтра Вінера $J[x, y]$ з лінійними розмірами апертури $N \times L$ елементів визначається виразами

$$J[x, y] = \mu_{x,y} + \frac{\sigma_{x,y}^2 - v^2}{\sigma_{x,y}^2} (I[x, y] - \mu_{x,y}),$$

де $\mu_{x,y} = \frac{1}{NL} \sum_{x,y \in \eta} I[x, y]$, $\sigma_{x,y}^2 = \frac{1}{NL} \sum_{x,y \in \eta} I^2[x, y] - \mu_{x,y}^2$ – локальне середнє та локальна

дисперсія в вікні фільтра; v^2 – дисперсія шуму; η – множина пікселів зображення, що потрапили у вікно фільтра.

Якщо дисперсія шуму v^2 апіорі невідома, то її величина визначається як середнє значення всіх локальних дисперсій

$$v^2 = \frac{1}{M_1 M_2} \sum_{x,y} \sigma_{x,y}^2,$$

де M_1, M_2 – розміри зображення $I[x, y]$.

Тоді підвищення якості візуалізації мамограм полягає у знаходженні оцінки зображення $\tilde{D}[x, y]$, що містить структуру тканин, та оцінку зображення $\tilde{F}[x, y]$, що містить щільність тканин.

Для отримання оцінки зображення $\tilde{D}[x, y]$, що містить структуру тканин, в моделі (1) необхідно видалити з зображення $A[x, y]$ нерівномірність яскравості, що обумовлена різною товщиною тканин від краю МЗ до грудної клітки, тобто вирівняти інтенсивність фону. Оцінку фону $B[x, y]$ отримано за допомогою адаптивної фільтрації Вінера

$$B[x, y] = wiener(I[x, y], p_2), \quad (2)$$

де p_2 складає близько 2-3 % від розмірів зображення.

Потім для отримання оцінки зображення $\tilde{D}[x, y]$, що містить структуру тканин, необхідно видалити фон. За допомогою режиму накладання *Divide* (тут і далі вказані режими, що використовуються, наприклад, в програмі Adobe Photoshop) видаляється отримана оцінка фону $B[x, y]$ (коригуюче зображення) з відфільтрованого зображення $A[x, y]$

$$\tilde{D}[x, y] = \frac{A[x, y]}{B[x, y]} mxI, \quad (3)$$

де mxI – максимальне значення яскравості вхідного зображення.

Далі підвищується контрастність зображення $\tilde{D}[x, y]$ за рахунок збільшення динамічного діапазону яскравостей. «Розтягування» діапазону значень яскравості здійснюється за допомогою гамма-корекції. Дослідження на реальних мамограмах показали, що для підвищення контрастності деталей зображення вираз (3) необхідно модернізувати

$$\tilde{D}[x, y] = \left(\frac{A[x, y]}{B[x, y]} mxI \right)^\gamma, \quad (4)$$

де γ – показник ступеня гамма-корекції ($\gamma > 1$).

Оцінка фону $B[x, y]$, що отримана за (2), містить не тільки інформацію про нерівномірність яскравості через різну товщину тканин від краю молочної залози до грудної клітки, а й складову яскравості, яка відображає щільність різних тканин молочної залози. Тоді за допомогою режиму накладення *Color Burn* можна отримати оцінку зображення $\tilde{F}[x, y]$ моделі (1), що містить щільність тканин, використовуючи $B[x, y]$ як коригуюче зображення

$$\tilde{F}[x, y] = mxI - \frac{mxI - A[x, y]}{B[x, y]} mxI. \quad (5)$$

Після цього виконується композиція отриманих оцінок $\tilde{D}[x, y]$ та $\tilde{F}[x, y]$. Для цього застосовується режим накладення *Normal* з параметром прозорості 50%, оскільки необхідно в рівних частках на зображенні відобразити як деталі, так і фон. З урахуванням запропонованої математичної моделі (1) оцінка зображення молочної залози $\tilde{I}[x, y]$ обчислюється за наступним виразом

$$\tilde{I}[x, y] = \frac{\tilde{D}[x, y] + \tilde{F}[x, y]}{2}, \quad (6)$$

де $\tilde{D}[x, y]$ – оцінка зображення, що містить структуру тканин та обчислена за (4); $\tilde{F}[x, y]$ – оцінка зображення, що містить щільність тканин та обчислена за (5).

Для корекції динамічного діапазону зображення $\tilde{I}[x, y]$ виконується нелінійне контрастування з використанням сігмоїдальної функції виду

$$S[x, y] = \frac{mxI}{1 + e^{-(\bar{J}[x, y] - a)b}}, \quad (7)$$

де $\bar{J}[x, y] = \frac{\tilde{I}[x, y] - mnI'}{mxI' - mnI'} \in [0, 1]$ – нормоване зображення $\tilde{I}[x, y]$; mnI' , mxI' – мінімальне та максимальне значення зображення; a , b – константи, які визначаються виходячи із статистичних характеристик зображення.

Таким чином, на основі математичної моделі зображення МЗ розроблений декомпозиційний метод підвищення якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах, що отримав назву *IMRI-MAM*, з використанням методів цифрової обробки двовимірних сигналів (адаптивна фільтрація, режими накладення, нелінійна корекція яскравості).

Для перевірки якості мамографічного знімку розроблений метод багатокритеріальної оцінки якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах, що заснований на експертних оцінках та враховує суб'єктивні і об'єктивні характеристики зображення та реалізується трьохетапною системою.

Перший етап методу полягає у виборі критеріїв оцінки якості діагностичних зображень, що можуть бути засновані як на контролі об'єктивних характеристик отриманого зображення з використанням тест-об'єктів, так і на аналізі якості зображень експертами за заданими критеріями з урахуванням виду діагностичного дослідження.

У мамографії до об'єктивних характеристик діагностичного зображення, що оцінюються за допомогою тест-об'єктів, відносяться такі параметри як: товщина нейлонових ниток, скупчення мікрокальцинатів у залежності від розмірів зерен та товщина округлих контрастних утворень. До показників, за якими оцінюється зображення як єдине ціле, відносяться просторова роздільність та контрастність.

У відповідності до обраних критеріїв розроблені інтегральні шкали оцінок якості мамограм. Структури розроблених шкал представлені в табл. 1-4.

Таблиця 1 – Шкала оцінок якості мамографічного зображення за товщиною нейлонових ниток

Нормалізована оцінка, k_1	Шкала якості	Товщина нейлонових ниток, мм
0	1 (дуже погано)	1,56 – 1,13
0,2	2 (погано)	1,12 – 0,90
0,4	3 (задовільно)	0,89 – 0,76
0,6	4 (добре)	0,75 – 0,55
0,8	5 (дуже добре)	0,54 – 0,41
1	6 (відмінно)	$\leq 0,4$

Таблиця 2 – Шкала оцінок якості мамографічного зображення за скупченням мікрокальцинатів

Нормалізована оцінка, k_2	Шкала якості	Розміри зерен, мм
0	1 (дуже погано)	0,54 – 0,41
0,25	2 (погано)	0,40 – 0,33
0,5	3 (задовільно)	0,32 – 0,25
0,75	4 (добре)	0,24 – 0,17
1	5 (відмінно)	$\leq 0,16$

Таблиця 3 – Шкала оцінок якості мамографічного зображення в залежності від товщини округлих контрастних утворень

Нормалізована оцінка, k_3	Шкала якості	Товщина контрастних утворень, мм
0	1 (дуже погано)	2,00 – 1,10
0,25	2 (погано)	1,00 – 0,76

0,5	3 (задовільно)	0,75 – 0,51
0,75	4 (добре)	0,50 – 0,26
1	5 (відмінно)	≤0,25

Таблиця 4 – Шкала оцінок якості контрастності та різкості мамографічного зображення

Нормалізована оцінка, k_4, k_5	Шкала якості	Коментарі
0	1 (дуже погано)	Дуже погане. Спостерігаються численні спотворення.
0,25	2 (погано)	Зображення поганої якості. Спостерігаються деякі спотворення.
0,5	3 (задовільно)	Зображення прийнятної якості. Спотворення не спостерігаються.
0,75	4 (добре)	Зображення високої якості. Спотворення не спостерігаються.
1	5 (відмінно)	Зображення надзвичайно високої якості.

На другому етапі проводиться оцінка якості мамограм в балах з використанням розроблених інтегральних шкал оцінок, вважаючи, що еталонне зображення має максимальний бал.

Середня оцінка визначається за формулою

$$k_{ijcp} = \frac{1}{N} \sum_{r=1}^R k_{jr} \cdot n_{ijr},$$

де R – кількість градацій; k_{jr} – j -я шкала; r – градація; n_{ijr} – кількість оцінок за j -ю шкалою для i -ого зображення має r -ю градацію.

У табл. 1-4 нормалізовані оцінки k висловлюють відносну якість в діапазоні $[0; 1]$. Після цього нормалізовані оцінки різних експертів для одного і того ж зображення усереднюються.

На третьому етапі відбувається порівняння усереднених нормалізованих оцінок якості зображення, що отримане як результат обробки різними методами, за допомогою наступних критеріїв оптимальності в умовах невизначеності: обережного спостерігача (Вальда), «максимакса», мінімального ризику (Севіджа), песимізму-оптимізму (Гурвіца) та раціональності (Лапласа). Формули розрахунків даних критеріїв представлені в табл. 5, де $k(a_i)$ – якість мамограми a_i , θ – коефіцієнт оптимізму, n – загальна кількість характеристик мамографічного зображення, за якими виконується порівняння.

Таблиця 5 – Критерії оптимальності в умовах невизначеності

Тип критерію	Формули розрахунків
Критерій Вальда	$k(a_i) = \min(k_{ijcp}), k_{onm} = \max(k(a_i))$.
Критерій «максимакса»	$k(a_i) = \max(k_{ijcp}), k_{onm} = \max(k(a_i))$.
Критерій Севіджа	$k(a_i) = \max(k_{ijcp}), k_{onm} = \min(k(a_i))$.
Критерій Гурвіца	$k(a_i) = \theta \max(k_{ijcp}) + (1 - \theta) \min(k_{ijcp}), k_{onm} = \max(k(a_i))$.
Критерій Лапласа	$k(a_i) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n k_{ijcp}, k_{onm} = \max(k(a_i))$.

Прийняття рішення щодо вибору найбільш якісного зображення для постановки діагнозу здійснюється на підставі всіх розрахованих критеріїв оптимальності в умовах невизначеності за мажоритарною ознакою.

У третьому розділі наведені характеристики цифрових мамограм, які отримані за допомогою цифрового мамографічного комплексу SYMA. Проаналізовані реальні мамограм та їх гістограми зображень до та після цифрової обробки. Виконано оптимізацію параметрів декомпозиційного методу *IMRI-MAM*. Також в розділі представлені результати обробки цифрових мамограм за допомогою розробленого декомпозиційного методу *IMRI-MAM*.

Оптимізація параметрів розробленого методу *IMRI-MAM* (рис. 2) дозволила значно поліпшити якість оброблених цифрових мамограм.

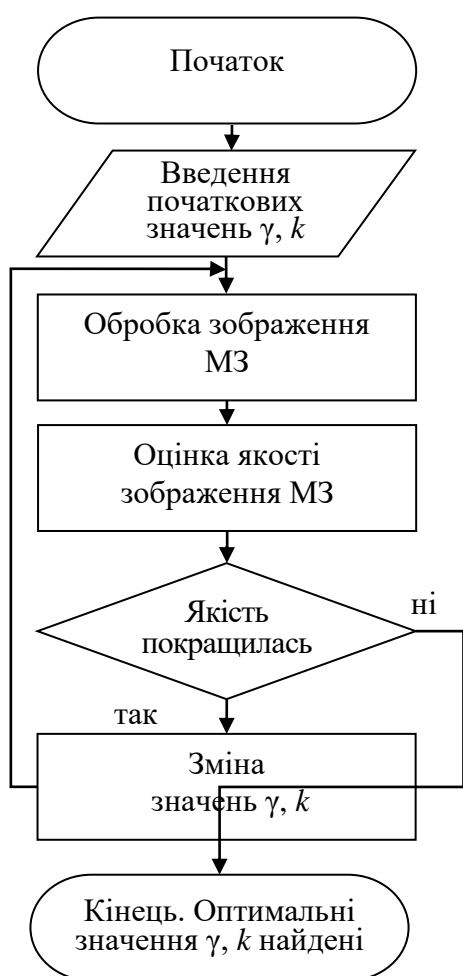


Рисунок 2 – Схема алгоритму параметричної оптимізації

Оскільки підвищення контрастності зображення $\tilde{D}[x, y]$ здійснювалося з використанням гамма-корекції, то ключовим є вибір параметра γ . Для визначення параметра γ у формулі 4 застосовувався розроблений в 2 розділі метод багатокритеріальної оцінки якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах.

Дослідження проводилися на реальних цифрових мамограмах за участю досвідчених експертів. Для візуалізації зображень МЗ створені найбільш оптимальні умови. Змінюючи γ , експерти (лікарі-рентгенологи) спостерігали за зміною контрасту мамографічних знімків на екрані. При $\gamma > 1$ контрастність зображення деталей молочної залози значно підвищилася.

Наступним завданням оптимізації є вибір параметрів сигмоїдальної функції a і b для виконання нелінійного контрастування в методі *IMRI-MAM*. Для визначення параметра a у формулі (7) необхідно зсунути перегин s -образної функції контрастування в точку, яка відповідає середньому значенню яскравості вхідного зображення, тобто $a = \bar{t}$, де \bar{t} – оцінка математичного очікування яскравості пікселів зображення.

У формулі (7) b є коефіцієнтом крутизни сигмоїда та визначається як

$$b = k / \bar{\sigma},$$

де $\bar{\sigma}$ – оцінка стандартного відхилення яскравості пікселів зображення; k – поправний коефіцієнт.

Дослідження на реальних цифрових мамограмах показали, що чим більше діапазон значень яскравості зображення, тим менше повинен бути кут нахилу s -образної функції контрастування.

Для знаходження оптимального значення поправного коефіцієнту k

експериментальні дослідження на реальних цифрових мамограмах починали з $k = 0,5$. Далі з невеликим кроком збільшували k . При цьому за допомогою розробленого методу багатокритеріальної оцінки якості мамограм експерти (практикуючі лікарі-рентгенологи) оцінювали якість візуалізації зображень молочної залози. Як тільки якість розглянутих зображень погіршувалася, процес знаходження оптимального значення k припинявся.

Запропонований декомпозиційний метод підвищення якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах *IMRI-MAM* був апробований на реальних цифрових зображеннях. За допомогою мамографічного комплексу *SYMA*, що розроблений фірмою «Радмір» ДП АТ НДІРВ, отримано 350 мамограм у вигляді цифрових рентгеновських знімків молочної залози. Розмір мамографічних знімків становив 3036x3944 пікселів.

Для перевірки працездатності декомпозиційного методу *IMRI-MAM* проведений ряд експериментів щодо візуалізації АПС на цифрових мамограмах у порівнянні з методом, який закладений у роботі комплексного програмного забезпечення обробки зображень молочної залози *GOPView Mammo3* (Швеція). Результати діагностики різних патологій МЗ, що виконана на підставі аналізу мамографічних зображень, оброблених методом *IMRI-MAM* та за допомогою комплексного ПЗ *GOPView Mammo3*, представлені в табл. 6.

В табл. 5 n – кількість обстежуваних пацієнтів; n_1 – кількість вірно визначених діагнозів на підставі оброблених мамограм; n_2 – кількість помилково визначених діагнозів.

Згідно зі стандартами надання медичної допомоги онкологічним хворим виконувалася морфологічна верифікація діагнозу за даними дослідження біопсійного (або післяопераційного) матеріалу.

Таблиця 6 – Результати діагностики молочної залози

Діагноз	n	Лікар-рентгенолог (за допомогою <i>GOPView Mammo3</i>)				Лікар-рентгенолог (за допомогою <i>IMRI-MAM</i>)			
		n_1	%	n_2	%	n_1	%	n_2	%
Норма	237	230	97	7	3	237	100,0	0	0
Доброякісні	87	82	94,3	5	5,7	86	98,9	1	1,1
Злоякісні	26	23	88,5	3	11,5	25	96,2	1	3,8
Всього	350	335	95,7	15	4,3	348	99,4	2	0,6

Діагностика пацієнтів з новоутвореннями в МЗ різної етіології, що виконана з використанням розробленого декомпозиційного методу *IMRI-MAM* у порівнянні з *GOPView Mammo3* (Швеція), покращилася на 3,7 %.

Оцінка якості мамографічного зображення, обробленого різними методами (a_1 – вхідне зображення, a_2 – мамограма, що оброблена декомпозиційним методом *IMRI-MAM*, a_3 – мамограма, що оброблена з використанням комплексного програмного забезпечення *GOPView Mammo3*), проводилася за 5 критеріями: b_1 – товщина нейлонових ниток, b_2 – скупчення мікрокальцинатів у залежності від розмірів зерен, b_3 – товщина округлих контрастних утворень, b_4 – різкість, b_5 – контрастність. Оцінка якості візуалізації цифрових мамограм здійснювалася компетентними лікарями-рентгенологами з використанням

інтегральних шкал (табл.1-4). На підставі отриманих усереднених оцінок експертів були складені матриці оцінок якості для кожної мамограми. У табл. 7 наведено приклад порівняння різних видів обробки для конкретної мамограми.

Таблиця 7 – Матриця усереднених нормалізованих оцінок якості мамограми

a_i	b_j				
	b_1	b_2	b_3	b_4	b_5
a_1	0,20	0	0	0	0,25
a_2	1	1	1	1	0,75
a_3	0,73	0,58	0,67	0,67	0,58

Згідно розрахованим значенням всіх критеріїв, найбільш оптимальним для сприйняття лікарями-рентгенологами та постановки правильного діагнозу є мамографічне зображення, яку оброблене декомпозиційним методом підвищення якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах *IMRI-MAM* (табл. 8). Також розроблений метод оцінки якості даної мамограми узгоджується з суб'єктивним сприйняттям лікарів-рентгенологів (рис. 3). Оцінка якості інших мамографічних зображень показала аналогічний результат.

Таблиця 8 – Значення оптимальних коефіцієнтів якості мамограми

a_i	k_{opt} за критерієм Вальда	k_{opt} за критерієм «максимакса»	k_{opt} за критерієм Севіджа	k_{opt} за критерієм Гурвіца	k_{opt} за критерієм Лапласа
a_1	0	0,25	0,50	0,13	0,09
a_2	0,75	1	0	0,88	0,95
a_3	0,58	0,73	0,17	0,66	0,65

У четвертому розділі наведено загальну структурну схему біомедична СППР у мамології.

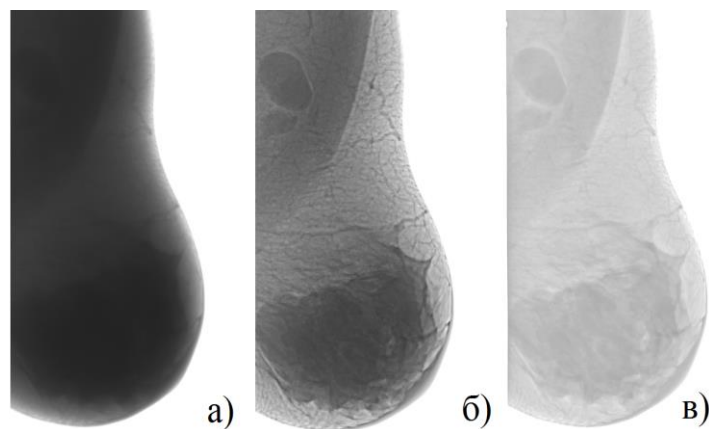


Рисунок 3 – Цифрова мамограма: а) – до обробки; б) і в) – після обробки методом *IMRI-MAM* та системою *GOPView Mammo3*

Виконано вибір засобів розробки ПЗ для реалізації підсистеми візуалізації мамографічних зображень. Здійснено сполучення ПЗ підсистеми візуалізації з ПЗ цифрового мамографічного комплексу *SYMA*. Також наведені результати клінічних випробувань розробленого ПЗ у складі іншого існуючого мамографічного комплексу *Viola D* при скринінгу раку МЗ.

На рис. 4 наведено загальну структурну схему біомедичної СППР в мамології, в якій виділені розроблені модулі візуалізації, обробки та оцінки якості мамографічних зображень. Дана система умовно розбивається на дві частини: інтерфейс введення (робота з пацієнтом) та інтерфейс системи (постобробка даних).

На основі результатів, отриманих у другому та третьому розділах, розроблена

підсистема візуалізації мамографічних знімків *IMRI-MAM* для підтримки прийняття рішень в мамології. На етапі логічного проектування бази даних ПЗ візуалізації мамографічних зображень розроблена фізична модель схеми даних, що заснована на вбудованій реляційній БД *SQLite* з відкритим вихідним кодом. Для прискорення математичної обробки програмний модуль *IMRI-MAM* написаний на мові програмування високого рівня технічних розрахунків *Matlab R2014a*, що дало змогу вбудувати в ПЗ цифрового рентгенівського мамографічного комплексу *SYMA* фірми «Радмір» однойменну бібліотеку динамічного компонування *DLL*.

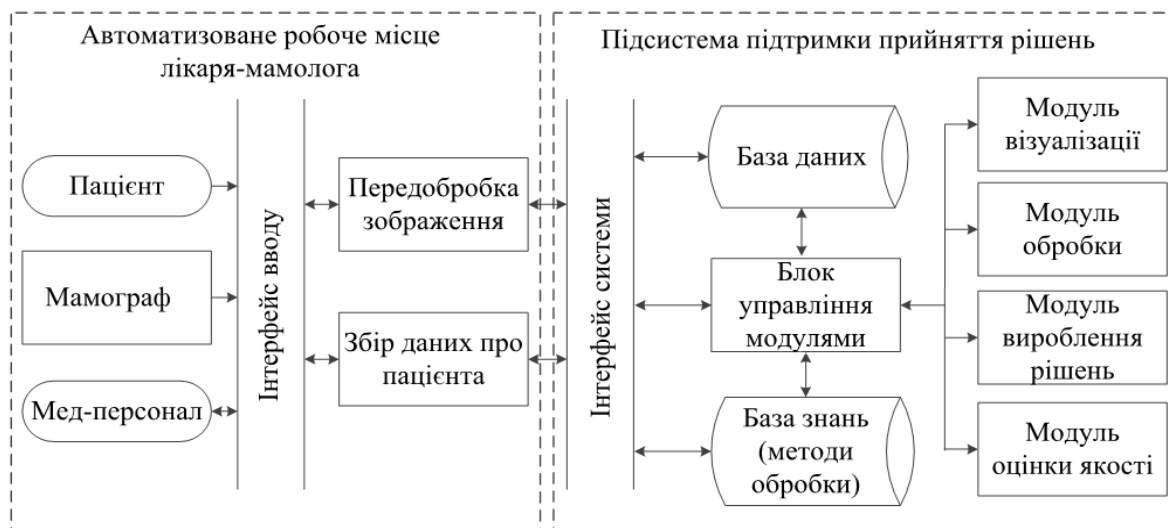


Рисунок 4 – Структурна схема біомедичної СППР в мамології

Для забезпечення коректності та надійності роботи підсистеми візуалізації мамографічних знімків проведена верифікація та валідація ПЗ з метою відповідності його поведінки очікуванням та потребам користувачів. Функціональне тестування показало повну відповідність розробленої підсистеми основному її функціональному призначенню.

Клінічні випробування розробленого ПЗ виконувалися в рентген-кабінеті Державної установи «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва Національної академії медичних наук України» при скринінгу раку молочної залози. Рентген-діагностичний кабінет інституту обладнаний рентгенівським апаратом *Viola D* (мамографічна система) (*Metaltronica*, Італія). Для візуалізації мамографічних зображень цифровий мамограф оснащений програмним забезпеченням *Three Palm Software* (США). Дослідження проведено на 2000 пацієнтках, що проходять щорічну диспансеризацію у даному закладі. Всі жінки були старше 40 років. Мамографія виконувалася за допомогою комплексу *Viola D* в краніо-каудальній та косій проекціях.

Результати діагностики МЗ лікарем-рентгенологом після аналізу оброблених цифрових мамограм за допомогою ПЗ *Three Palm Software* та з використанням розробленої підсистеми візуалізації мамографічних знімків, в основі якої лежить декомпозиційний метод *IMRI-MAM*, представлені в табл. 9. Всі діагнози підтверджені цитологічними та гістологічними аналізами післяопераційного матеріалу. Результати експериментальних досліджень показали, що лікар-рентгенолог за допомогою ПЗ для візуалізації МЗ *Three Palm Software* виявив 82,1 % злякисних новоутворень. У той же час з

використанням запропонованої підсистеми візуалізації мамографічних зображень лікар-рентгенолог правильно класифікував 96,4% злоякісних новоутворень. Це свідчить про суттєве покращення діагностики патологій МЗ з обробленими цифровими мамограмами.

Таблиця 9 – Результати діагностики молочної залози

		Лікар-рентгенолог (за допомогою <i>Three Palm Software</i>)				Лікар-рентгенолог (за допомогою <i>IMRI-MAM</i>)			
Діагноз	<i>n</i>	<i>n</i> ₁	%	<i>n</i> ₂	%	<i>n</i> ₁	%	<i>n</i> ₂	%
Норма	1372	1290	94,0	82	6,0	1372	100	0	0
Доброякісні	600	560	93,3	40	6,7	592	98,7	8	1,3
Злоякісні	28	23	82,1	5	17,9	27	96,4	1	3,6
Всього	2000	1873	93,7	127	6,3	1991	99,6	9	0,4

При цифровій обробці мамограм з використанням розробленого ПЗ вдалося скоротити час обрахунку одного знімку на 7,5-12,5 секунд. При цьому час обробки знімку за допомогою інших програмних засобів для підтримки прийняття лікувально-діагностичних рішень становить 10-15 секунд.

У **додатках** наведено документи, що підтверджують практичне значення та впровадження результатів дисертаційної роботи, статистичні характеристики цифрових мамограм та результати оцінки якості досліджуваних мамографічних знімків.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішена актуальна науково-практична задача – підвищення та оцінка якості візуалізації АПС на слабконтрастних напівтонових зображеннях молочної залози. Ця задача вирішується за допомогою досліджених та розроблених у дисертаційній роботі моделі, методів та засобу візуалізації зображень МЗ для підтримки лікаря-мамолога при прийнятті рішень в медичній практиці. Зазначені розробки дозволяють за досить короткий час отримувати якісні мамограми, що необхідні лікарям-мамологам для постановки правильного діагнозу та вибору адекватної лікувальної тактики.

У результаті виконання дисертаційної роботи досягнуті наступні наукові та практичні результати.

1. У результаті проведеного аналітичного огляду існуючих методів та засобів візуалізації мамограм, встановлено, що лікар-рентгенолог стикається з низкою труднощів, пов'язаних з низькою контрастністю та нерізкістю, одержуваних знімків МЗ, що в свою чергу, ускладнює виявлення незначних змін у тканинах на ранніх стадіях хвороби та пухлин малих розмірів, а також необхідністю обробки та аналізу великої кількості знімків, отриманих в результаті мамографічних досліджень. Отже, виявлено необхідність розробки нових методів та засобів підвищення якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах з метою забезпечення якісного лікувально-діагностичного процесу та запобігання подальшого розвитку патологій МЗ.

2. Розроблена математична модель зображення АПС молочної залози на

цифровій мамограмі, що заснована на пошаровій декомпозиції вхідного зображення на складові (зображення, які містять структуру та щільність тканин) для цифрової обробки кожної з них і подальшої їх композиції. Запропонована математична модель стала підставою для розробки нового методу підвищення якості візуалізації МЗ.

3. Розроблено декомпозиційний метод підвищення якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах на основі запропонованої математичної моделі, який полягає в адаптивній фільтрації зображення, вирівнюванні градієнтної зміни фону зображення МЗ з одночасним поліпшенням контрасту анатомічних структур, які візуалізуються, що дозволяє підвищити якість діагностики захворювань МЗ. Діагностика доброякісних та злоякісних утворень МЗ, що виконана на підставі аналізу мамограм, оброблених методом *IMRI-MAM*, в порівнянні з методом, закладеним в роботі комплексного ПЗ *GOPView Mammo3* (Швеція), покращилася на 3,7 %, при цьому в порівнянні з методом, закладеним в роботі програмного засобу *Three Palm Software* (США) – на 5,9 %.

4. Отримав подальший розвиток метод багатокритеріальної оцінки якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах в умовах невизначеності, що полягає в розробці оціночних шкал окремих критеріїв, які включають суб'єктивні і об'єктивні характеристики мамографічного зображення, що дозволяє враховувати особливості аналізованих знімків, а також забезпечує досить швидко та точну експертну оцінку якості зображення. Оцінка якості мамографічних зображень лікарями-рентгенологами із застосуванням розроблених інтегральних шкал показала не тільки значне поліпшення візуальної якості зображень, оброблених запропонованим декомпозиційним методом *IMRI-MAM*, в порівнянні з вхідними, а й поліпшення візуальної якості в порівнянні з мамограмами, обробленими з використанням ПЗ *GOPView Mammo3* (Швеція) та *Three Palm Software* (США).

5. Створена підсистема візуалізації АПС на цифрових мамограмах, в основу якої покладено запропоновані методи підвищення та оцінки якості слабконтрастних напівтонових зображень, що дозволяє покращити якість мамографічного обстеження жінок та скоротити час їх дослідження. Виконано сполучення ПЗ підсистеми візуалізації з ПЗ цифрового мамографічного комплексу *SUMA* за допомогою бібліотеки динамічного компонування *DLL*. Для забезпечення коректності роботи підсистеми візуалізації мамографічних знімків проведена верифікація та валідація розробленого ПЗ. Застосування розробленого ПЗ при мамографічному скринінгу дозволяє скоротити час обробки одного знімка в порівнянні з іншими програмними засобами з 10-15 до 7,5-12,5 секунд.

6. Проведено експериментальну перевірку декомпозиційного методу підвищення якості візуалізації АПС на цифрових мамограмах з використанням розробленого ПЗ. В результаті перевірки зазначених розробок встановлена доцільність їх використання при скринінгу раку МЗ, оскільки результати обробки у вигляді зображень біологічних м'яких тканин мають високу якість, і дозволяють виявляти широкий спектр ознак на ранніх стадіях захворювань молочної залози. Застосування методів та підсистеми підвищення якості

візуалізації мамограм на практиці дозволило зменшити похибку діагностування з 6% до 0,5% на підставі оброблених зображень.

7. Результати роботи впроваджені в роботу Державної установи «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва Національної академії медичних наук» та в навчальний процес НТУ «ХП». Крім того результати дисертаційних досліджень використовуються в розробках, які виконуються на фірмі «Радмір» ДП АТ НДІРВ.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Бойко Д.А. Основные этапы обработки изображений при проектировании биотехнических систем в медицинской радиологии / Д.А. Бойко, А.И. Поворознюк, А.Е. Филатова // Збірник наукових праць Харківського університету Повітряних Сил. – Харків: ХУПС, 2012. – Вип. 2(31). – С. 85-88.

Здобувачем розглянуто застосування порогових методів для обробки рентгенівських зображень.

2. Бойко Д.А. Метод визуализации патологических структур на маммограммах / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова // Вісник НТУ «ХП». – Харків: НТУ «ХП», 2013. – № 39 (1012). – С. 9-14.

Здобувачем запропоновано адаптувати методи фільтрації та виділення границь для поліпшення якості візуалізації патологій на маммограмах.

3. Бойко Д.А. Метод визуализации патологических структур на маммограммах с использованием послойного наложения / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова // Вісник НТУ «ХП». – Харків: НТУ «ХП», 2014. – №6 (1049). – С. 29-34.

Здобувачем проаналізовано методи виділення патологічних структур на слабконтрастних зображеннях для поліпшення візуалізації мамограм.

4. Бойко Д.А. Разработка системы поддержки принятия решений в радиологии для улучшения визуализации патологий / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова, Е.А. Заможская // Вісник НТУ «ХП». – Харків: НТУ «ХП», 2014. – № 35 (1078). – С. 29-34.

Здобувачем обґрунтовано підхід до реалізації та проектування архітектури системи підтримки прийняття рішень в маммографії.

5. Бойко Д.А. Метод повышения качества визуализации рентгенологических изображений / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова // Вісник НТУ «ХП». – Харків: НТУ «ХП», 2015. – № 32 (1141). – С. 19-26.

Здобувачем синтезовано математичну модель зображення молочної залози на маммограмі.

6. Бойко Д.А. Разработка метода многокритериальной оценки качества визуализации маммограмм / Д.А. Бойко // Системы управления, навигации и связи, 2015. – вып. 2(34). – С. 63-67.

7. Бойко Д.А. Оценка качества визуализации маммограмм / Д.А. Бойко // Вісник НТУ «ХП». – Харків: НТУ «ХП», 2016. – № 43 (1016). – С. 29-36.

8. Filatova A.E. Development of the method of multi-criteria quality

assessment of mammograms designed by SYMA / A.E. Filatova, D.A. Boyko, S.V. Litvinenko, E.V. Khomenko // *Nauka i studia*, 2016. – NR 24-7 (161). – P. 45-51.

Здобувачем виконано експериментальну перевірку методу багатокритеріальної оцінки якості візуалізації мамограм.

9. Бойко Д.О. Структурная идентификация биомедицинских сигналов на основе вейвлет-преобразования / Д.О. Бойко, Г.Є. Філатова // Тези доповідей 11-й Міжнародної науково-практичної конференції «Проблеми інформатики та моделювання» (ПІМ 2011). – Харків: НТУ «ХПІ», 2011. – С. 8.

Здобувачем запропоновано застосувати вейвлет-перетворення до вирішення завдання виявлення патологічних структур на біомедичних зображеннях.

10. Бойко Д.А. Анализ методов структурной идентификации биомедицинских сигналов / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова // Компьютерные науки и технологии: сборник трудов Второй Международной научно-технической конференции. – Белгород: ООО «ГиК», 2011. – С. 545-548.

Здобувачем виконано аналіз методів виявлення патологічних структур на біомедичних зображеннях.

11. Бойко Д.А. Анализ основных этапов обработки медицинских изображений в радиологии / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова // Матеріали Міжнародної науково-практичної конференції молодих вчених та студентів «Інформаційні технології, економіка та право: стан та перспективи розвитку (ІТЕП-2012)». – Чернівці: Книги – ХХІ, 2012. – С. 58-59.

Здобувачем виконано аналіз основних груп методів сегментації зображень.

12. Бойко Д.А. Обзор методов сегментации медицинских изображений / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: Тези доповідей ХХ Міжнародної науково-практичної конференції. – Харків: НТУ «ХПІ», 2012. – С. 70.

Здобувачем розглянуто типи автоматичних методів сегментації.

13. Бойко Д.А. Алгоритм выделения границ патологии на мамограмах / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: Тези доповідей ХХІ Міжнародної науково-практичної конференції, Ч.ІІІ. – Харків: НТУ «ХПІ», 2013. – С. 87.

Здобувачем запропоновано модернізацію оператора Собеля з метою покращення результатів знаходження границь та виявлення патологій на мамограмах.

14. Boyko D. The Imaging Method of Pathologic Structures on Mammograms Using Layerwise Overlay / D. Boyko, A. Filatova, A. Povoroznjuk // Матеріали 12-ї Міжнародної науково-технічної конференції «Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій, комп'ютерної інженерії (TCSET 2014)». – Львів: Національний університет «Львівська політехніка», 2014. – С. 745-747.

Здобувачем проведено дослідження методів пошарового накладання зображень на реальних мамограмах.

15. Бойко Д.А. Разработка системы поддержки принятия решений для визуализации патологических структур на маммограммах / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта,

здоров'я: Тези доповідей XXII Міжнародної науково-практичної конференції, Ч.ІІІ. – Харків: НТУ «ХПІ», 2014. – С. 97.

Здобувачем реалізовано структурну схему системи підтримки прийняття рішень в мамографії.

16. Філатова Г.Є. Проблеми розробки систем підтримки прийняття рішень в мамографії / Г.Є. Філатова, Д.О. Бойко // Тезиси 14-й міжнародної науково-технічної конференції «Проблеми інформатики и моделирование» (ПІМ 2014). Секція «Молодые ученые». – Харків: НТУ «ХПІ», 2014. – С. 48.

Здобувачем розглянуто етапи розвитку систем підтримки прийняття рішень в мамографії.

17. Boyko D. Development of the Modules of the Decision Support System for Structural Pathology Visualisation in Mammography / D. Boyko, A. Filatova // Тези доповідей XXII Міжнародної конференції «Контроль і управління в складних системах» (КУСС-2014). – Вінниця: ВНТУ, 2014. – С.192.

Здобувачем розроблено модулі візуалізації та обробки мамографічних зображень для системи підтримки прийняття рішень в мамографії.

18. Бойко Д.А. Программний модуль підвищення якості візуалізації маммограмм / Д.А. Бойко, А.Е. Філатова // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: Тези доповідей XXIII Міжнародної науково-практичної конференції, Ч.ІІІ. – Харків: НТУ «ХПІ», 2015. – С. 29.

Здобувачем запропоновано створення бібліотеки динамічного компонування DLL для інтегрування програмного модуля IMRI-MAM в мамографічні комплекси.

19. Бойко Д.А. Оценка качества визуализации маммограмм / Д.А. Бойко, А.Е. Філатова // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: Тези доповідей XXIV Міжнародної науково-практичної конференції, Ч.ІІІ. – Харків: НТУ «ХПІ», 2016. – С. 22.

Здобувачем розглянуто існуючі підходи до оцінки якості зображень.

АНОТАЦІЇ

Бойко Д.О. Декомпозиційний метод та підсистема підвищення якості візуалізації анатомічних і патологічних структур на цифрових мамограмах. На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидат технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи – Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», Харків, 2017.

Робота присвячена вирішенню актуальної науково-практичної задачі – підвищенню якості візуалізації анатомічних і патологічних структур на слабконтрастних напівтонових зображеннях МЗ за рахунок розробки нових цифрових методів обробки та підсистеми візуалізації мамографічних знімків.

Розроблені математична модель зображення АПС молочної залози на цифровій мамограмі, яка заснована на декомпозиції вхідного зображення на складові, та на її основі декомпозиційний метод підвищення якості візуалізації рентгенівських знімків молочної залози з використанням існуючих методів цифрової обробки зображень. Виконано оптимізацію параметрів методу

підвищення якості візуалізації мамографічних знімків *IMRI-MAM*.

В роботі розроблено метод багатокритеріальної оцінки якості візуалізації анатомічних і патологічних структур на цифрових мамограмах, який ґрунтується на суб'єктивних і об'єктивних характеристиках мамографічного зображення, що дозволяє враховувати особливості аналізованих знімків. Також представлені результати обробки цифрових мамограм за допомогою розробленого методу підвищення якості візуалізації *IMRI-MAM*.

Представлено структуру біомедичної системи підтримки прийняття рішень в мамографії, розроблено програмне забезпечення для візуалізації мамографічних зображень та проведено апробацію на реальних медичних даних.

Ключові слова: молочна залоза, мамографія, цифровий метод обробки зображень, підвищення якості візуалізації, оцінка якості зображень, біомедична система підтримки прийняття рішень.

Бойко Д.А. Декомпозиционный метод и подсистема повышения качества визуализации анатомических и патологических структур на цифровых маммограммах. На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 – биологические и медицинские приборы и системы – Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт», Харьков, 2017.

Работа посвящена решению актуальной научно-технической задачи – повышению качества визуализации анатомических и патологических структур на слабоконтрастных полутонковых изображениях молочной железы за счет разработки новых методов и подсистемы визуализации маммографических снимков, что позволит обеспечить поддержку врача-рентгенолога при принятии решений в медицинской практике.

Анализ существующих систем обработки и анализа маммографических изображений выявил их недостатки, что позволило сформулировать цель и задачи исследования.

На основании аналитического анализа методов, используемых при цифровой обработке изображений, разработаны математическая модель изображения анатомических и патологических структур молочной железы на цифровой маммограмме, которая основана на декомпозиции исходного изображения на составляющие, и на ее основе декомпозиционный метод повышения качества визуализации цифровых рентгенологических снимков молочной железы. Выполнена оптимизация параметров метода повышения качества визуализации маммографических снимков *IMRI-MAM*.

В работе разработан метод многокритериальной оценки качества визуализации анатомических и патологических структур на цифровых маммограммах, основанный на субъективных и объективных характеристиках маммографического изображения, что позволяет учитывать особенности рассматриваемых снимков. Разработаны шкалы интегральных оценок качества маммограммы, с использованием которых врачи-рентгенологи оценивают качество конкретного маммографического снимка. Для сравнения усредненных

оценок качества маммографического изображения, полученного в результате обработки различными методами, предлагается использовать различные критерии оптимальности в условиях неопределенности. Также представлены результаты обработки цифровых маммограмм с помощью разработанных методов повышения и оценки качества визуализации.

Сформулированы требования к функциональным возможностям системы поддержки принятия решений в маммологии и представлена ее структурная схема. Разработано программное обеспечение для визуализации маммографических изображений. С использованием реляционной системы управления базы данных *SQLite* выполнено проектирование базы данных для хранения маммографической информации. Решена проблема подключения разработанного программного модуля *IMRI-MAM* к отечественному цифровому рентгенологическому маммографическому комплексу *SYMA* с использованием библиотеки динамической компоновки *DLL*. Выполнена комплексная проверка разработанной подсистемы на реальных медицинских данных, которая подтвердила эффективность ее работы.

Ключевые слова: молочная железа, маммография, цифровой метод обработки изображений, повышения качества визуализации, оценка качества изображений, биомедицинская система поддержки принятия решений.

Boyko D. A decomposition method and a subsystem that can be used to improve the quality of visualization of anatomical and pathological structures in digital mammograms. Manuscript

This dissertation was submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy in technical sciences for specialty 05.11.17 – Biological and Medical Devices and Systems – at the National Technical University “Kharkov Polytechnic Institute”, Kharkov, 2107.

This work is dedicated to solving important scientific and technical tasks to improve the quality of visualization of anatomical and pathological structures on low-contrast gray-scale images of mammary glands (MG) using new method and a subsystem for visualizing mammographic images.

A mathematical model of the MG image in a mammogram based on the original image decomposition into components was developed. The model further served as a foundation for the development of a decomposition method to improve the image quality of the MG. Next, the parameters of the method for improving the quality of *IMRI-MAM* mammogram visualization were optimized.

As a result of this work, a new method of multi-criteria image quality assessment method, based on subjective and objective mammographic image characteristics, was developed. The results of processing digital mammograms with the *IMRI-MAM* method are presented.

The structure of the decision making support system to be used in mammalogy is presented. A software to be used to visualize mammographic images was developed. The subsystems were verified on real medical data.

Key words: mammary gland, mammography, imaging quality improvement, image quality assessment, image-processing, biomedical decision support system.