



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 33360

(13) A

(51) 6 A61B6/00, G03C5/16

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ
НА ВИНАХІДвидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ РЕНТГЕНОГРАФІЧНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ БІОЛОГІЧНОГО ОБ'ЄКТУ

(21) 99020852

(22) 16.02.1999

(24) 15.02.2001

(46) 15.02.2001, Бюл. №1, 2001р.

(72) Девко Валерій Федорович, Леонтьєв Володимир Володимирович, Моргун Олег Миколайович

(73) Моргун Олег Миколайович

(57) Спосіб рентгенографічного дослідження біологічного об'єкту, який міститься у тому, що перед реєстрацією рентгенівського зображення фіксують електричні режими рентгенівської установки, здійснюють просвічення рентгенівським випромінюванням, отримують зображення у вигляді відеосигналу на виході відеоперетворювача рентгенівської установки, реєструють його у вигляді масиву цифрових даних, який **відрізняється** тим, що попередньо установлюють оптимальні параметри для рентгенівської установки із умови мінімізації експозиційної дози, потім зменшують експозицію у N разів та збільшують чутливість позиційночутли-

вого детектора (ПЧД) у те ж число разів шляхом відповідного збільшення площі піксела ПЧД, роблять перший рентгенівський знімок об'єкта, відзначають область на рентгенівському зображенні, відповідно мінімальному розміру виявляемого дефекту, аналізують її шляхом порівняння відносного середньоквадратичного відхилення σ/M за аналізуємою ділянкою із значенням заданого радіаційного контрасту мінімального виявляемого дефекту, де δ - абсолютне середньоквадратичне відхилення; M - середнє арифметичне значення (математичне очікування), потім за результатом аналізу установлюють скоректовані параметри рентгенівської установки, збільшуючи експозицію у N разів та зменшуючи чутливість ПЧД у те ж число разів шляхом зменшення площі піксела ПЧД також у N разів та роблять основний діагностичний знімок.

Винахід відноситься до медицини, зокрема, до рентгенодіагностичних методів дослідження структур біологічних тканин.

Стандартні рентгенівські системи здійснюють формування та відображення інформації аналоговим шляхом. Аналогові системи часто мають жорсткі обмеження на експозицію через малий динамічний діапазон, а також доволі скромні можливості по обробці зображень. На відміну від аналогових цифрові рентгенографічні системи дозволяють отримати зображення при мінімально необхідному рівні дози, причому ці зображення можливо обробляти та відображати самими різними способами [1]. До переваг цифрових рентгенографічних систем відносять наступні чотири фактори: цифрове відображення зображення; знижена доза опромінювання; цифрова обробка та покращення якості зображення; цифрове зберігання зображень. Важливим застосуванням цифрової обробки зображень є субтракційний метод візуалізації. Оскільки рентгенолог повинен виявити аномальні утворення на ускладненій фоні нормальній структурі біотканини, він може не поміти дрібних деталей у зображенні, які система дозволяє, або пропустить слабоконтрастну структуру, видиму на фоні

шумів зображення, через складну будову навколишніх (або зверхлежачих) тканин.

Субтракційний метод у рентгенографії дозволяє усунути більшу частину паразитної фонові структури та тим самим збільшити імовірність виявлення важливих деталей на рентгенограмі. Комп'ютерну томографію можливо розглядати як частковий випадок метода субтракційної рентгенографії, у якому із звичайних проєкційних зображень усувається інформація про вищележачі структури.

Метод цифрової субтракційної ангіографії з успіхом використовують для візуалізації кровоносних судин після внутрішнього або внутріартеріального введення рентгеноконтрастної речовини. Зображення області, яка викликає інтерес, одержують до введення контрастної речовини (йодистого препарату) та використовують як маску для віднімання із зображення, які показують проходження контрастної речовини по кровоносним судинам. Відношення сигнал/шум у субтракційному зображенні можливо поліпшити за допомогою просторових та часових фільтрів. Скоректованими можуть бути також випадкові зміщення пацієнта [1, 2].

(19) UA (11) 33360 (13) A

Недоліком відомого способу є необхідність багатократного, по меншій мірі двократного, введення контрастної речовини, яка забезпечує достатній ефект контрастності.

Відомий також спосіб рентгенодіагностики раку молочної залози шляхом маммографії та визначення кількості мікрокальцинатів на одиницю площини, при якому проводять денситометрію усіх ділянок маммограми розмірами $25 \times 25 - 100 \times 100$ мкм та визначають коефіцієнти оптичної щільності, посилюють їх значення на ділянках з мікрокальцинатами та послаблюють без мікрокальцинатів, щоб одержати максимальне значення відношення перетвореного коефіцієнта на ділянці з мікрокальцинатом до середньоквадратичного значення його на ділянках без мікрокальцинатів. Ці значення помножують на коефіцієнти оптичної щільності, сумують та одержують значення перетвореного коефіцієнта першої ділянки маммограми, повторюють визначення значення перетвореного коефіцієнта для кожної чергової ділянки маммограми та візуалізують їх у вигляді перетвореної маммограми. Одержані маммограми аналізують та роблять відповідні висновки [3].

Описаний вище спосіб достатньо ефективний на доклінічній стадії захворювання, що дозволяє здійснювати більш ранню діагностику та розраховувати на добрі віддалені результати. Однак для одержання необхідної інформативності рентгеновського знімка необхідно використовувати достатньо значне дозове навантаження, що можливе не в усіх випадках.

Найбільш близьким до заявляемого рішення за призначенням, технічною суттю та досягаємим результатом при використанні є спосіб цифрової субтракційної ангіографії, який міститься у тому, що перед реєстрацією рентгеновського зображення фіксують електричні режими рентгеновської установки, приводять відеосигнал до нормуемого рівня, здійснюють просвічування об'єкта рентгеновським випромінюванням, одержують зображення у вигляді відеосигналу на виході відеоперетворювача рентгеновської установки, реєструють його у вигляді масиву цифрових даних [3]. При цьому після одержання зображення вводять у досліджуємі судини рентгеноконтрастну речовину, повторно здійснюють просвічення об'єкта, одержують другу серію рентгеновських зображень та, відповідно, реєструють у вигляді другого масиву цифрових даних. Одержані масиви математично обробляють, здійснюють субтракцію першої та другої серії рентгеновських зображень, виводять результуюче зображення на екран монітора та аналізують одержане зображення. При реєстрації рентгеновських зображень виключають складові відеосигналу, які виходять за межі завчасно обраного амплітудного діапазона.

Описаний вище спосіб пропонує використання рентгеноконтрастної речовини, а також для одержання необхідної інформації використання значного променевого навантаження на пацієнта. Крім того, спосіб використовують тільки для ангіографії, для дослідження судин, що суттєво знижує функціональні можливості способу.

Тому метою пропонованого технічного рішення є зниження дозового навантаження на пацієнта та поширення функціональних можливостей рентгенографічного дослідження.

В основу винаходу встановлена задача удосконалення способу рентгенографічного дослідження біологічного об'єкта, у якому внаслідок попередньої установки оптимальних параметрів для рентгеновського апарата з умов мінімізації експозиційної дози, потім зменшення експозиції у N разів та збільшення чутливості позиційночутливого детектора (ПЧД) у те ж число разів шляхом відповідного збільшення площі пікселя ПЧД, попереднього аналізу відзначеної області, яка відповідає мінімальному розміру визначеного дефекту на першому попередньому рентгеновському знімку, після якого встановлюють скоректовані параметри рентгеновської установки, та виконання основного діагностичного знімка, забезпечується мінімізація поверхневої експозиційної дози та можливість порівняння відносного середньоквадратичного відхилення σ/M по аналізованій ділянці зі значенням заданого радіаційного контрасту мінімального виявляемого дефекту та корекції функції перетворення аналогового сигналу, який потрапляє на АЦП, таким чином, щоб сума $M + (\text{сигнал/шум}) \cdot \sigma$ відповідала максимальному значенню динамічного діапазону ПЧД, після якої і роблять основний діагностичний знімок, та за рахунок цього підвищується інформативність зображення, виявляється дефектів, точність встановлення діагнозу при одночасному зниженні негативного впливу рентгеновського випромінювання на пацієнта.

Таким чином, основний технічний результат, який одержують при використанні заявляемого способу, міститься у підвищенні розміру співвідношення сигнал/шум та у реалізації максимально можливого числа градацій рентгеновського контрасту у одержаному рентгеновському зображенні.

Встановлена задача вирішується тим, що у відомому способі рентгеновського дослідження біологічного об'єкта, який міститься у тому, що перед реєстрацією рентгеновського зображення фіксують електричні режими рентгеновської установки, здійснюють просвітлення об'єкта рентгеновським випромінюванням, одержують зображення у вигляді відеосигналу на виході відеоперетворювача рентгеновської установки, реєструють його у вигляді масиву цифрових даних, згідно винаходу, попередньо встановлюють оптимальні параметри для рентгеновської установки з умов мінімізації експозиційної дози, потім зменшують експозицію у N разів та підвищують чутливість позиційночутливого детектора (ПЧД) у те ж число разів шляхом відповідного підвищення площі пікселя ПЧД, роблять перший рентгеновський знімок об'єкта, виділяють область на рентгеновському зображенні, яка відповідає мінімальному розміру виявляемого дефекту, аналізують її шляхом порівняння відносного середньоквадратичного відхилення σ/M по аналізованій ділянці зі значенням заданого радіаційного контрасту мінімального виявляемого дефекту, де δ - абсолютне середньоквадратичне відхилення, M - середнє арифметичне значення (математич-

не очікування), потім за результатами аналізу встановлюють скоректовані параметри рентгенівської установки, підвищуючи експозицію у N разів та зменшуючи чутливість ПЧД у те ж число разів шляхом зменшення площі пікселя ПЧД у N раз, та роблять основний діагностичний знімок.

Таким чином, реєструють основне діагностичне рентгенівське зображення у вигляді другого масиву цифрових даних та аналізують одержане зображення.

Як видно із викладення суті заявляемого рішення, воно відрізняється від прототипу та, отже, є нове.

Рішення також має винахідницький рівень. Відомо, що у теперішній час просвічення пацієнтів здійснюється в основному з використанням посилювачей рентгенівського зображення. При дешифруванні знімків рентгенолог одержує слову інформацію, вивчаючи структуру та текстуру рентгенівського зображення, тому будь-яка обробка інформації не повинна вносити у зображення ложних текстур та структур. У більшості телевізійних пристроїв для обробки рентгенограм високочастотні складові спектра просторових частот аналізованого зображення одержують на навантаженні передаючої телевізійної трубки типу відікон при запису на мішень трубки чіткого зображення сфокусованим електронним пучком. При сумуванні посиленого сигналу цієї трубки з вихідним відеосигналом одержують сигнал суміші, у якому підкреслені дрібні деталі та контури [5]. Найпростішим видом обробки є обмеження низу частини відеосигналу, яке не несе інформацію, та автоматичне посилення залишившогося сигналу до повного розмаху. Якщо такого посилення контрасту недостатньо, вмикають "амплітудну лупу", яка виділений двостороннім обмеженням діапазон відеосигналу "розтягує" на всю шкалу допустимих значень. Однак деталі за межами виділеного діапазона значень відеосигналу зтираються, що знижує інформаційні можливості застосованого методу та пристроїв.

Заявляєме рішення принципово відрізняється від відомих тим, що у ньому корекція оптимальних параметрів рентгенівської установки для виявлення заданого дефекту з мінімальним променевим навантаженням на пацієнта робиться за результатами аналізу зображення попереднього знімка, який виконують із зниженого експозицією та підвищеного чутливістю, досягаємою підвищенням площі пікселя ПЧД.

Рішення промислово придатне, так як може бути використане у пристроях для діагностики захворювань людей та тварин, при дослідженні структур біологічних тканин.

Пропонуємий спосіб використовують, наприклад, для діагностики стану молочних залоз таким чином. За допомогою раніш виконаних розрахунків визначають оптимальні параметри для виявлення пухлин та мікрокальцинатів. Перед реєстрацією рентгенівського зображення фіксують електричні режими рентгенівської установки, наприклад, у відповідності з параметрами, наведеними у таблиці. Попередньо встановлюють оптимальні параметри рентгенівської установки для умови мінімізації експозиційної дози, потім зменшують експозицію у $N = 16$ разів та збіль-

шують чутливість позиційночутливого детектора (ПЧД) у те ж число раз шляхом відповідного збільшення площі пікселя ПЧД. Роблять перший рентгенівський знімок молочної залози із зменшеною у 16 разів експозиційною дозою. Процедура аналізу складається з таких операцій. Одержане зображення аналізують за геометрією розташування молочної залози відносно ПЧД. У виділеній до аналізу ділянці рентгенівського зображення визначають середнє арифметичне значення M (математичне очікування) та дисперсію, а також, відповідно, й середньоквадратичне відхилення σ . Розмір ділянки аналізу рентгенівського зображення вибирають відповідно з заданими розмірами мінімального виявляемого дефекту (пухлини - 3 - 6 мм, мікрокальцинату 0,3 - 0,6 мм та т.п.) таким чином, щоб площа ділянки аналізу була значно більше площі дефекту (не менш 30 мм для пухлини та не менш 3 мм для мікрокальцинатів), а розмір мінімального елемента рентгенівського зображення повинен дорівнювати розміру цього мінімального виявляемого дефекту (3 - 6 мм для пухлин або 0,3 - 0,6 мм для мікрокальцинатів).

Спочатку визначають, чи вийшли значення у виділеній ділянці за динамічний діапазон ПЧД. Якщо одержане середньоарифметичне значення дорівнює мінімальному значенню динамічного діапазону ПЧД або дорівнює максимальному значенню динамічного діапазону ПЧД, тоді збільшують площу ділянки аналізу до величини, при якій середньоарифметичне значення сигналу знаходиться в межах динамічного діапазону ПЧД.

Потім проводять порівняння відносного середньоквадратичного відхилення σ / M за аналізованою ділянкою із значенням заданого радіаційного контрасту мінімального виявляемого дефекту. Якщо відношення радіаційного контрасту до відносної середньоквадратичної погрішності більше або дорівнює заданій величині відношення сигнал/шум, тоді коректують функцію перетворення аналогового сигналу (потрапляючого на АЦП) таким чином, щоб сума $M + (\text{сигнал/шум}) * \sigma$ відповідала максимальному значенню динамічного діапазону ПЧД. Після цього роблять основний діагностичний знімок із збільшеною у 16 разів експозицією, зменшуючи площу пікселя ПЧД також у 16 разів.

Якщо ж відношення радіаційного контрасту до відносного середньоквадратичного відхилення менш заданої величини відношення сигнал/шум, тоді визначають величину коефіцієнта K таким чином, щоб добуток $K * [M + (\text{сигнал/шум}) * \sigma]$ дорівнювався максимальному значенню динамічного діапазону ПЧД.

Далі проводять порівняння відносного середньоквадратичного відхилення за аналізованою ділянкою із значенням заданого радіаційного контрасту мінімального виявляемого дефекту. Якщо відношення радіаційного контрасту до відносного середньоквадратичного відхилення більше або

дорівнює відношенню $(\text{сигнал/шум}) / \sqrt{K}$, виконують основний діагностичний знімок з експозицією, визначеною спочатку аналізу та помноженою на коефіцієнт K , зменшуючи площу пікселя у 16 разів. Якщо ж відношення радіаційно-

го контрасту до відносного середньоквадратичного відхилення менш величини відношення (сигнал/шум)/ \sqrt{K} , тоді виконують всі операції спочатку, але для більшої масової товщини досліджуємого об'єкта (крок квантування по масовій товщині обирають раніш при розрахунках або за експериментальними даними).

Якщо ж величина суми $M + (\text{сигнал/шум}) * \sigma$ більше максимального значення у динамічному діапазоні ПЧД, тоді виконують всі дії, як відмічено спочатку, але для меншої масової товщини досліджуємого об'єкта.

У розглядаємому випадку використали рентгенівську трубку, яка має молібденовий прострільний анод. Фокусна відстань дорівнювала 20 см. У таблиці наведені результати застосування пропонуємого способу.

При дослідженні молочної залози відношення сигнал / шум обрано рівним 3, а максимальне значення динамічного діапазону - 4096.

Як видно із прикладу здійснення заявляємого рішення, у результаті застосування вище описаного способу вдалось знизити поверхневу експозиційну дозу на поверхні молочної залози у 4 - 5 разів порівнюючи з традиційним способом, який здійснює візуалізацію структури біологічної тканини за допомогою фотоплівки.

Джерела інформації, які були прийняті до уваги при складанні опису винаходу.

1. Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах. Т.1. Пер. с англ./Под ред. С.Уэбба. - М.: Мир, 1991. - 408 с.

2. Описание к авторскому свидетельству N 1232217, М.кл. А61 В 6/00, от 06.05.83.

3. Описание к авторскому свидетельству N 919178, М.кл. А61 В 6/00, от 10.10.80.

4. Описание к патенту РФ N 2043073, М.кл. А61 В 6/00, от 04.06.92 (прототип).

5. Технические средства медицинской интроскопии/ Под ред. Леонова Б.И. - М.: Медицина, 1989. - 304 с.

Таблица

Характеристика об'єкта дослідження	Товщина молочної залози після компримірування, см							
	3,0		5,0		6,0		8,0	
	пухл.	мікро-кальц.	пухл.	мікро-кальц.	пухл.	мікро-кальц.	пухл.	мікро-кальц.
	3,0 мм	0,3 мм	3,0 мм	0,4 мм	3,0 мм	0,6 мм	5,0 мм	-
Опт. напруг., кВ	36		38		40		40	
Опт. експ-я, мА*с	0,01		0,01		0,0075		0,27	
Опт. фільтр., мм	0,5 Al		0,5 Al		0,5 Al		3,0 Al	
Скор. напруг., кВ	36		40		40		40	
Скор. експоз., мА*с	0,015		0,02		0,01		0,2	
Скор. фільтр., мм	0,5 Al		0,5 Al		0,5 Al		3,0 Al	

ДП "Український інститут промислової власності" (Укрпатент)
Бульв. Лесі Українки, 26, Київ, 01133, Україна
(044) 254-42-30, 295-61-97

Підписано до друку _____ 2001 р. Формат 60х84 1/8.
Обсяг _____ обл.-вид.арк. Тираж 50 прим. Зам. _____

УкрІНТЕІ
Вул. Горького, 180, Київ, 03680 МСП, Україна
(044) 268-25-22
