

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 нормальної структури біотканини, він може не помітити 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 ймовірність 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 вищеележачі структури.

Метод цифрової субтракційної антиографії 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].

Недоліком відомого способу є необхідність багатократного, як найменш 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 25x25 - 100x100мм 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 рентгенівського 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 рентгенівського зображення фіксують електричні режими рентгенівської установки, приводять відеосигнал до нормуемого рівня, здійснюють просвічування об'єкта рентгенівським випромінюванням, одержують зображення у вигляді відеосигналу на виході відеоперетворювача рентгенівської установки, реєструють його у вигляді масиву цифрових даних [3]. При цьому після одержання зображення вводять у судини, які досліджують, рентгеноконтрастну речовину, повторно здійснюють просвічення об'єкта, одержують другу серію рентгенівських зображень та, відповідно реєструють у вигляді другого масиву цифрових даних. Одержані масиви математично обробляють, здійснюють субтракцію першої та другої серії рентгенівських зображень, виводять результуюче зображення на екран монітора та аналізують одержане зображення. При реєстрації рентгенівських зображень виключають складові відеосигнали, які виходять за межі завчасно обраного амплітудного діапазону.

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 пропонуемого 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 рентгенівського апарата з умови мінімізації експозиційної дози, потім зменшення експозиції у N разів та збільшення чутливості позиційночутливого детектора (ПЧД) у те ж число разів шляхом відповідного збільшення площі піксела ПЧД, попереднього аналізу відзначеної області, яка відповідає мінімальному розміру визначеного дефекту на першому попередньому рентгенівському знімку, після якого встановлюють скоректовані параметри рентгенівської установки, та виконання основного діагностичного знімка, забезпечується мінімізація поверхневої експозиційної дози та можливість порівняння відносного середньоквадратичного відхилення σ/M яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного піксела на аналізуємій 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,

виявляємість дефектів, точність встановлення діагнозу при одночасному зниженні негативного впливу рентгенівського 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 рентгенівського контрасту у одержаному рентгенівському зображенні.

Встановлена задача вирішується тим, що у відомому способі рентгенівського дослідження біологічного об'єкта, який міститься у тому, що перед реєстрацією рентгенівського зображення фіксують електричні режими рентгенівської установки, здійснюють просвічування об'єкта рентгенівським випромінюванням, одержують зображення у вигляді відеосигналу на виході відеоперетворювача рентгенівської установки, реєструють його у вигляді масиву цифрових даних, згідно винаходу, попередньо встановлюють оптимальні параметри для рентгенівської установки із умови мінімізації експозиційної дози, потім зменшують експозицію у N разів та підвищують чутливість позиційночутливого детектора (ПЧД) у те ж число разів шляхом відповідного збільшення площі пікселя ПЧД, роблять перший рентгенівський знімок об'єкта, виділяють область на рентгенівському зображенні, яка відповідає мінімальному розміру виявляемого дефекту, аналізують її шляхом порівняння відносного середньоквадратичного відхилення σ/M яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя на аналізованій ділянці із значенням заданого радіаційного контрасту мінімального виявляемого дефекту, де σ - абсолютне середньоквадратичне відхилення яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя, M - середнє арифметичне значення (математичне очікування) яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя, 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 новим.

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 смислову інформацію, вивчаючи структуру та текстуру рентгенівського зображення, тому будь-яка обробка інформації не повинна вносити у зображення хибних 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 підсумуванні посиленого сигналу цієї трубки з первинним відеосигналом одержують сигнал суміші, у якому підкреслені дрібні деталі та контури [5]. Найпростішим видом обробки є обмеження знизу частини відеосигналу, яке не несе інформацію, та автоматичне посилення сигналу, який залишився, 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 діапазону значень відеосигналу стираються, 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 зниженою експозицією та підвищеною чутливістю, яку досягають 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. Одержують зображення у вигляді відеосигналу на виході відеоперетворювача рентгенівської установки, реєструють його у вигляді масиву цифрових даних. За допомогою попередньо виконаних розрахунків визначають оптимальні параметри для виявлення пухлин та мікрокальцинатів. Перед реєстрацією рентгенівського зображення фіксують електричні режими рентгенівської установки, наприклад, у відповідності з параметрами, які наведені у таблиці. Попередньо встановлюють оптимальні параметри рентгенівської установки для умови мінімізації експозиційної дози, потім зменшують експозицію у $N=16$ разів та збільшують 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 виділений до аналізу ділянці рентгенівського зображення визначають середнє арифметичне значення M (математичне очікування) та дисперсію яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя, а також, відповідно, й середньоквадратичне відхилення σ . Розмір ділянки аналізу рентгенівського зображення вибирають відповідно з заданими розмірами мінімального виявляемого дефекту (пухлини - 3-6мм, мікрокальцинату - 0,3-0,6мм та т.п.) таким чином, щоб площа ділянки аналізу була значно більше площі дефекту (не менш 30мм для пухлини та не менш 3мм для мікрокальцинатів), а розмір мінімального елемента рентгенівського зображення повинен дорівнювати розміру цього мінімального виявляемого дефекту (3-6мм для пухлин або 0,3-0,6мм для мікрокальцинатів).

Спочатку визначають, чи вийшли значення у виділеній ділянці за динамічний діапазон ПЧД. Якщо одержане середньоарифметичне значення яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя 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 яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя знаходиться в межах динамічного діапазону ПЧД.

Потім проводять порівняння відносного середньоквадратичного відхилення σ/M яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя на аналізуємій ділянці із значенням заданого радіаційного контрасту мінімального виявляемого дефекту. Якщо відношення радіаційного контрасту до відносного середньоквадратичного відхилення більше яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя або дорівнює заданій величині відношення сигнал/шум, тоді коректують функцію перетворення аналогового сигналу (потрапляючого на АЦП) таким чином, щоб сума $M+(\text{сигнал/шум}) \cdot \sigma$ 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 яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя менш заданої величини відношення сигнал/шум, тоді визначають величину коефіцієнта K таким чином, щоб добуток $K \cdot [M+(\text{сигнал/шум}) \cdot \sigma]$ дорівнювався максимальному значенню динамічного діапазону ПЧД.

Далі проводять порівняння відносного середньоквадратичного відхилення яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя на аналізуємій ділянці із значенням заданого радіаційного контрасту мінімального виявляемого дефекту. Як що відношення радіаційного контрасту до відносного середньоквадратичного відхилення яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя більше або дорівнює відношенню $\text{сигнал/шум} \cdot \sqrt{K}$, виконують основний діагностичний знімок з експозицією, визначеною спочатку аналізу та помноженою на коефіцієнт K , зменшуючи площу пікселя у 16 разів. Якщо ж відношення радіаційного контрасту до відносного середньоквадратичного відхилення яскравості зображення значень сигналів у цифровому вигляді для кожного пікселя менш величини відношення $\text{сигнал/шум} \cdot \sqrt{K}$, тоді виконують всі операції спочатку, але для більшої масової товщини досліджуемого об'єкта (крок квантування по масовій товщині обирають попередньо при розрахунках або за експериментальними даними).

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

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

Таблица

Характеристика об'єкта дослідження	Товщина молочної залози після компримірування, см							
	3,0		5,0		6,0		7,0	
	пухл.	мікро-кальц.	пухл.	мікро-кальц.	пухл.	мікро-кальц.	пухл.	мікро-кальц.
Параметри рентгенівської установки	3,0мм	0,3мм	3,0мм	0,4мм	3,0мм	0,6мм	5,0мм	-
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	

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

Як видно із прикладу здійснення заявляемого рішення, в 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. Узбба. - М.: Мир, 1991. - 408с.
2. Описание к авторскому свидетельству №1232217, М. кл. А61В6/00, от 06.05.83.
3. Описание к авторскому свидетельству №919178, М. Кл. А61В6/00, от 10.10.80.
4. Описание к патенту РФ №2043073, М. кл. А61В6/00, от 04.06.92 (прототип).
5. Технические средства медицинской интроскопии /Под ред. Леонова Б.И. - М.: Медицина, 1989. - 304с.