

Пропоновані винаходи відносяться до засобів інтроскопії і призначені для одержання у прийнятній для візуального сприйняття формі зображення внутрішньої структури об'єкта, зокрема біологічного, з використанням рентгенівського випромінювання. Переважними галузями застосування пропонованих винаходів є дефектоскопія і медична діагностика.

Відомі різноманітні способи та пристрої вказаного призначення, які реалізують традиційні принципи проєкційної рентгеноскопії. В таких способах і пристроях видиме зображення, внутрішньої структури об'єкта, наприклад тканин біологічного об'єкта, одержують у вигляді тіньової проєкції. Густина одержуваного зображення в кожній з його точок визначається сумарним послабленням рентгенівського випромінювання, що пройшло крізь досліджуваній об'єкт на шляху від джерела до засобу детектування. Таким засобом є флуоресціюючий екран або рентгенівська плівка, яку для візуалізації зображення піддають хімічній обробці (див.: Политехнический словарь. М., "Советская энциклопедия", 1976 [1], с. 425; Физика визуализации изображений в медицине. Под ред. С. Узба. М., "Мир", 1991 [2], С.40-41).

У названих відомих способах і пристроях отримують зображення реальної тривимірної структури у вигляді згаданої двовимірної тіньової проєкції, інтерпретація якої вимагає наявності у спеціаліста, який проводить аналіз об'єкта, зокрема технічну чи медичну діагностику, відповідних досвіду і кваліфікації і в деяких випадках є складною справою. Причинами цього є низький контраст, невисоке відношення сигнал/шум, неминуче накладання зображень структурних елементів, неможливість кількісного співставлення окремих локальних фрагментів об'єкта за густиною. Різкість та контрастність одержуваного зображення понижуються також під впливом квантів вторинного комптонівського розсіяного випромінювання, що потрапляють на засіб детектування.

Відомі також способи і пристрої для рентгенівської комп'ютерної томографії, які дозволяють одержати двовимірне зображення тонкого шару тривимірного об'єкта (В.В. Пиклов, Н.Г. Преображенский. Вычислительная томография и физический эксперимент. Успехи физических наук, т. 141, вып. 3, ноябрь 1983, С.469-498 [3]; див. також [2], с. 138-146). В таких способах здійснюють багаторазове опромінення досліджуваного об'єкта з різних позицій та прийом випромінювання, що крізь нього пройшло, лінійкою детекторів. Розподіл густин тканин об'єкта в досліджуваному перерізі одержують в дискретній формі шляхом розв'язування із застосуванням комп'ютера системи рівнянь, порядок котрої та кількість елементів розділення відповідають добутку числа позицій, з яких проводиться опромінення, на кількість детекторів. Проведення опромінення в різних перерізах дозволяє отримати на основі набору двовимірних пошарових зображень тривимірне зображення об'єкта. Засоби комп'ютерної томографії принципово дозволяють одержати зображення достатньо високої якості, причому воно являє собою саме картину розподілу густин тканин (а не картину, зумовлену інтегральним поглинанням речовини (наприклад, біологічних тканин), розташованої на шляху випромінювання від джерела до того чи іншого елемента спостережуваної проєкції). Однак це досягається за рахунок збільшення кількості позицій, з яких проводиться опромінення. При цьому збільшується доза поглинутого речовиною випромінювання, що є небажаним (а в медичних застосуваннях найчастіше є неприпустимим). Наявність комптонівського розсіяного випромінювання є негативним фактором і в цій групі відомих способів і пристроїв. Для медичних застосувань способів і пристроїв обох розглянутих груп характерним є також те, що тканини й органи, які не являють інтересу при дослідженні, але розташовані на шляху випромінювання (як до, так і після досліджуваної області), також зазнають інтенсивного опромінення (в способах і пристроях другої групи - меншого, ніж в способах і пристроях першої групи, завдяки тому, що при виборі різних позицій опромінюються різні тканини й органи, що оточують досліджувані).

Підвищення роздільної здатності в засобах другої групи, що вимагає збільшення кількості опромінь з різних позицій, обмежене насамперед внаслідок неприпустимого зростання дози опромінення. Технічні засоби для одержання первинної інформації і подальшого реконструювання зображення є досить складними. Це зумовлено як необхідністю використання швидкодіючих комп'ютерів зі спеціальним програмним забезпеченням, так і високими вимогами до точності механічних елементів конструкції, які повинні гарантувати правильну локалізацію одних і тих же елементів розділення у досліджуваній області при опроміненні їх з різних позицій. Останнє зумовлено тим, що в розрахунках при реконструюванні зображення повинні фігурувати фактичні дані, отримані в різних циклах опромінення, але такі, які відносяться до одних і тих же елементів розділення.

Способи і пристрої другої з названих вище груп, в яких одержують інформацію в дискретній формі про густину кожного з елементів розділення, є найбільш близькими до пропонованих.

Задача винаходу полягає у підвищенні точності визначення відносних показників густини речовини об'єкта в одержуваному зображенні у поєднанні з виключенням використання складних і високовартісних технічних засобів. При застосуванні пропонованих винаходів з діагностичною метою у медицині та інших дослідженнях, пов'язаних з дією на біологічні об'єкти, отримуваний результат полягає також у зменшенні дози опромінення тканин, що оточують досліджувані.

Поставлена задача вирішується тим що в пропонованому способі одержання зображення внутрішньої структури об'єкта з використанням рентгенівського випромінювання концентрують рентгенівське випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, розташованій всередині досліджуваної області об'єкта. Вторинне випромінювання, що виникає в цій зоні (розсіяне комптонівське когерентне і некогерентне випромінювання, флуоресцентне випромінювання) транспортують до одного чи кількох детекторів. Переміщуючи вказану зону, здійснюють сканування досліджуваної області об'єкта. Одночасно визначають і фіксують координати точки зони концентрації рентгенівського випромінювання, до якої відносять поточні результати вимірювань. За сукупністю значень інтенсивності вторинного випромінювання, які одержують за допомогою одного чи кількох детекторів і визначають одночасно з координатами вказаної точки, роблять висновок про густину речовини об'єкта у цій точці. Одержані значення величин, які приймають за показники густини речовини об'єкта, разом з відповідними ним значеннями координат використовують для побудови картини розподілу густини речовини в досліджуваній області об'єкта. Переміщення зони концентрації рентгенівського випромінювання для сканування досліджуваної області об'єкта здійснюють шляхом відносного переміщення досліджуваного об'єкта та нерухомих відносно одне одного джерел рентгенівського випромінювання спільно із засобами його концентрації, засобів транспортування вторинного випромінювання до детекторів та самих детекторів.

Спільним для відомих ([2], С.138-146; [3], С.471-472) і пропонованого способів є дія на досліджуваний об'єкт рентгенівського випромінювання при відносному переміщенні досліджуваного об'єкта і рентгенооптичної системи, яка включає в себе джерела рентгенівського випромінювання разом із засобами керування ним та детекторами.

Одна з відмінностей пропонованого способу полягає в наявності операції концентрування рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань. Сканування, наявність якого є спільною ознакою відомого і пропонованого способів, в останньому здійснюється цілком іншим чином - шляхом переносу поточного положення зони концентрації рентгенівського випромінювання до околу чергової точки, для котрої хочуть визначити густину речовини досліджуваного об'єкта. Відмітною рисою є також операція транспортування із зони концентрації до детектора (детекторів) збудженого в цій зоні вторинного випромінювання (розсіяного комптонівського когерентного і некогерентного випромінювання, флуоресцентного випромінювання).

При цьому на детектор (детектори) діє не випромінювання самого джерела, що пройшло крізь досліджуваний об'єкт, а вказане вторинне випромінювання. Інтенсивність останнього, як відомо (див. Дж. Джексон. Классическая электродинамика. М., "Мир", 1965, С.537-538 [4]), за інших рівних умов пропорційна густині речовини, у якій це випромінювання збуджено, незалежно від природи речовини. Завдяки цьому вторинне розсіяне випромінювання, яке є у відомому способі фактором, що заважає дослідженню, перетворюється в інформативний фактор. Використання поточних значень інтенсивності вторинного випромінювання як показника густини речовини в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань, також є відмінністю пропонованого способу.

Відмінності пропонованого способу від відомого охарактеризовані також нижче при описі можливих окремих випадків його реалізації, які передбачають використання різних комбінацій засобів для концентрації рентгенівського випромінювання і транспортування вторинного розсіяного випромінювання.

В одному з таких окремих випадків концентрацію рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, здійснюють за допомогою одного чи кількох коліматорів. При цьому використовують відповідну кількість рознесених у просторі рентгенівських джерел. Транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до одного чи кількох детекторів також здійснюють за допомогою одного чи кількох коліматорів. При цьому всі коліматори орієнтують так, щоб осі їх центральних каналів перетиналися в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

В іншому окремому випадку концентрацію рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, здійснюють за допомогою однієї чи кількох рентгенівських півлінз, що перетворюють розбіжне випромінювання відповідної кількості рознесених у просторі рентгенівських джерел у квазіпаралельне. Транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до одного чи кількох детекторів у цьому випадку здійснюють за допомогою однієї чи кількох рентгенівських півлінз або лінз, які фокусують це випромінювання на детекторах. Можливим також є транспортування вторинного випромінювання до одного чи кількох детекторів за допомогою однієї чи кількох рентгенівських півлінз, що формують квазіпаралельне випромінювання. При цьому всі рентгенівські лінзи і півлінзи орієнтують так, щоб їх оптичні осі перетиналися в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

Ще в одному окремому випадку концентрацію рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, здійснюють за допомогою однієї чи кількох рентгенівських півлінз, що перетворюють розбіжне випромінювання відповідної кількості рознесених у просторі джерел в квазіпаралельне, а транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до одного чи кількох детекторів - за допомогою одного чи кількох коліматорів. При цьому рентгенівські півлінзи і коліматори орієнтують так, щоб оптичні осі всіх рентгенівських півлінз і центральних каналів усіх коліматорів перетиналися в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

Концентрацію рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, можна здійснювати також, використовуючи одне чи кілька рознесених у просторі рентгенівських джерел і відповідну кількість рентгенівських лінз, що фокусують розбіжне рентгенівське випромінювання кожного із джерел в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань, а транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до одного чи кількох детекторів - за допомогою рентгенівських лінз, що фокусують це випромінювання на детекторах і мають другий фокус у вказаній точці.

В окремому випадку, що передбачає концентрацію рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, з використанням одного чи кількох рознесених у просторі рентгенівських джерел і відповідної кількості рентгенівських лінз, що фокусують розбіжне рентгенівське випромінювання кожного із джерел у вказаній точці, транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до одного чи кількох детекторів може здійснюватись за допомогою коліматорів, які орієнтують таким чином, щоб оптичні осі їх центральних каналів перетиналися в тій же точці.

Пропонований пристрій для одержання зображення внутрішньої структури об'єкта з використанням рентгенівського випромінювання складається із засобу позиціонування досліджуваного об'єкта, рентгенооптичної системи, засобу для відносного переміщення засобу позиціонування досліджуваного об'єкта та рентгенооптичної системи, засобу для обробки й відображення інформації, датчиків для визначення координат точки, до якої відносять поточні результати вимірювань, розташованої всередині досліджуваної області об'єкта, сполучених із засобом позиціонування досліджуваного об'єкта та рентгенооптичної системи, підключених своїми виходами до засобу для обробки й відображення інформації, при цьому рентгенооптична система складається з одного чи кількох рентгенівських джерел, засобів для концентрації випромінювання вказаних одного чи кількох рентгенівських джерел в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, одного чи кількох засобів для транспортування вторинного випромінювання, що виникає, і розташованих біля їх виходів детекторів цього випромінювання, виходи яких підключені до засобу для обробки й відображення інформації.

Спільним для відомого і пропонованого пристроїв є наявність засобу позиціонування досліджуваного об'єкта, рентгенооптичної системи, засобу для переміщення відносно один одного засобу позиціонування досліджуваного об'єкта і рентгенооптичної системи, координатних датчиків, а також засобу для обробки й відображення інформації.

На відміну від відомого, в пропонованому пристрої рентгенооптична система містить засоби для концентрації випромінювання вказаних одного чи кількох рентгенівських джерел в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань. Крім того, вона містить один чи кілька засобів для транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до детекторів цього випромінювання, завдяки чому на входи детекторів надходить саме це випромінювання, а не випромінювання джерела (джерел), що пройшло крізь досліджуваний об'єкт. Координатні датчики в пропонованому пристрої виконують іншу функцію, ніж у відомому - вони слугують для визначення координат точки, до якої відносять поточні результати вимірювань. Відмінною є й функція засобу для обробки й відображення інформації - він оперує із вхідними даними, які безпосередньо несуть інформацію про густину речовини та координати точки, до якої ці дані відносяться. Конструкція пропонованого пристрою і принцип його дії створюють передумови для повного виключення залежності точності й роздільної здатності від засобів обробки інформації, оскільки ці показники якості пристрою практично повністю визначаються параметрами використовуваних засобів концентрації рентгенівського випромінювання.

Інші відмінності, властиві пропонованому пристрою в різних можливих окремих випадках його виконання, охарактеризовані нижче.

В одному з таких окремих випадків рентгенооптична система пропонованого пристрою містить кілька рентгенівських джерел. При цьому кожен із засобів для концентрації їх випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, і засобів для транспортування вторинного випромінювання, що в ній виникає, до детекторів виконаний у вигляді коліматора з каналами, орієнтованими в зону концентрації випромінювання рентгенівських джерел. Оптичні осі центральних каналів усіх коліматорів перетинаються в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

У цьому окремому випадку рентгенівські джерела, що входять до складу рентгенооптичної системи, можуть бути квазіточковими. При цьому коліматори мають канали, що сфокусовані на цих джерелах і розходяться (розширюються) в напрямку до засобу позиціонування досліджуваного об'єкта. Між виходом кожного рентгенівського джерела і входом відповідного коліматора розташовано екран з отвором.

У тому ж окремому випадку рентгенівські джерела, що входять до складу рентгенооптичної системи, можуть бути протяжними. При цьому коліматори мають канали, що сходяться (звужуються) в напрямку до засобу позиціонування досліджуваного об'єкта.

В іншому окремому випадку виконання пропонованого пристрою рентгенівські джерела, що входять до складу рентгенооптичної системи, є квазіточковими, кожен із засобів для концентрації рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, виконаний у вигляді рентгенівської півлінзи, що перетворює розбіжне випромінювання відповідного джерела в квазіпаралельне, а кожен із засобів для транспортування вторинного розсіяного комптонівського випромінювання, що виникає, до детектора - у вигляді рентгенівської півлінзи, що фокусує це випромінювання на детекторі. При цьому оптичні осі всіх рентгенівських півлінз перетинаються в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

У наступному окремому випадку виконання пропонованого пристрою, як і в попередньому, рентгенівські джерела, що входять до складу рентгенооптичної системи, є квазіточковими і кожен із засобів для концентрації рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, виконаний у вигляді рентгенівської півлінзи, що перетворює розбіжне випромінювання відповідного джерела у квазіпаралельне. Однак, на відміну від попереднього випадку, кожен із засобів для транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до детектора виконаний у вигляді рентгенівської півлінзи з фокусом у точці, до якої відносять результати вимірювань, яка перетворює вказане випромінювання в квазіпаралельне і спрямовує його на детектор. При цьому оптичні осі всіх рентгенівських півлінз перетинаються в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

Ще в одному окремому випадку рентгенівські джерела, що входять до складу рентгенооптичної системи, також є квазіточковими і кожен із засобів для концентрації рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, виконаний у вигляді рентгенівської півлінзи, що перетворює розбіжне випромінювання відповідного джерела у квазіпаралельне. Однак, на відміну від попереднього випадку, кожен із засобів для транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до детектора виконано у вигляді рентгенівської лінзи, яка фокусує це випромінювання на детекторі і має другий фокус в зоні концентрації рентгенівського випромінювання, оптичні осі всіх рентгенівських півлінз і лінз перетинаються в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

У наступному окремому випадку, як і в двох попередніх, рентгенівські джерела, що входять до складу рентгенооптичної системи, є квазіточковими і кожен із засобів для концентрації рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, виконаний у вигляді рентгенівської півлінзи, що перетворює розбіжне випромінювання відповідного джерела у квазіпаралельне. При цьому кожен із засобів для транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до детектора виконаний у вигляді коліматора з каналами, що розходяться (розширюються) у напрямку до відповідного детектора, а оптичні осі всіх рентгенівських півлінз і центральних каналів коліматорів перетинаються в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

Рентгенооптична система пропонованого пристрою може бути виконана і наступним чином. Рентгенівські джерела, що входять до її складу, є квазіточковими, кожен із засобів для концентрації рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, виконаний у вигляді рентгенівської півлінзи, що перетворює розбіжне випромінювання відповідного рентгенівського джерела у квазіпаралельне, а кожен із засобів для транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до детектора - у вигляді коліматора з каналами, що сходяться (звужуються) у напрямку до відповідного детектора, а оптичні осі всіх рентгенівських півлінз і центральних каналів коліматорів перетинаються в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

Можливе й таке виконання пропонованого пристрою, коли рентгенівські джерела, що входять до складу рентгенооптичної системи, є квазіточковими, кожен із засобів для концентрації рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, виконаний у вигляді рентгенівської

лінзи, що фокусує розбіжне випромінювання рентгенівського джерела. При цьому кожен із засобів для транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до детектора виконаний у вигляді рентгенівської лінзи, яка фокусує це випромінювання на відповідному детекторі, оптичні осі всіх рентгенівських лінз перетинаються в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

Наступний окремий випадок виконання пропонованого пристрою характеризується тим, що рентгенівські джерела, які входять до складу рентгенооптичної системи, є квазіточковими, кожен із засобів для концентрації рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, виконаний у вигляді рентгенівської лінзи, що фокусує розбіжне випромінювання рентгенівського джерела, а кожен із засобів для транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до детектора - у вигляді коліматора з каналами, що сходяться (звужуються) у напрямку до відповідного детектора. При цьому оптичні осі всіх рентгенівських лінз і центральних каналів коліматорів перетинаються в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

Ще один можливий окремий випадок виконання пристрою характеризується тим, що рентгенівські джерела, які входять до складу рентгенооптичної системи, є квазіточковими, кожен із засобів для концентрації рентгенівського випромінювання в зоні, що включає точку, до якої відносять поточні результати вимірювань, виконаний у вигляді рентгенівської лінзи, що фокусує розбіжне випромінювання рентгенівського джерела, а кожен із засобів для транспортування вторинного випромінювання, що виникає, до детектора - у вигляді коліматора з каналами, що розширюються (розходяться) в напрямку до відповідного детектора. При цьому оптичні осі всіх рентгенівських лінз і центральних каналів коліматорів перетинаються в точці, до якої відносять поточні результати вимірювань.

Пропоновані винаходи ілюструються кресленнями, на яких показані:

- на Фіг.1, яка пояснює принципи, покладені в основу пропонованого способу, - схематичне зображення взаємного розташування і сполучення основних елементів пристрою для реалізації пропонованого способу;
- на Фіг.2 і 3 - окремі випадки реалізації способу і виконання пристрою з використанням коліматорів для концентрації рентгенівського випромінювання і транспортування вторинного випромінювання до детекторів;
- на Фіг.4 і 5 - те ж саме з використанням рентгенівських півлінз;
- на Фіг.6 - те ж саме з використанням рентгенівських півлінз для концентрації рентгенівського випромінювання і "повних" рентгенівських лінз - для транспортування вторинного випромінювання до детекторів;
- на Фіг.7 і 8 - те ж саме з використанням рентгенівських півлінз для концентрації рентгенівського випромінювання і коліматорів - для транспортування вторинного випромінювання до детекторів;
- на Фіг.9 - те ж саме з використанням рентгенівських лінз для концентрації рентгенівського випромінювання і транспортування вторинного випромінювання до детекторів;
- на Фіг.10 і 11 - те ж саме з використанням рентгенівських лінз для концентрації рентгенівського випромінювання і коліматорів - для транспортування вторинного випромінювання до детекторів.

Пропонований спосіб здійснюється за допомогою пропонованого пристрою наступним чином.

Розбіжне рентгенівське випромінювання від квазіточкового джерела 1 (Фіг.1) фокусується рентгенівською лінзою 2 в заданій точці 4 досліджуваної області 7 об'єкта 5 (наприклад, біологічного). Останній розміщено потрібним чином за допомогою засобу 10 для позиціонування. Сфокусоване в точці 4 випромінювання збуджує вторинне розсіяне випромінювання речовини об'єкта 5 (когерентне і некогерентне комптонівське випромінювання, флуоресцентне випромінювання). Інтенсивність вторинного випромінювання з точністю до флуктуацій, зумовлених стохастичним характером процесу збудження вторинного випромінювання, пропорційна густині речовини, в якій воно виникає. В тій же самій точці 4 розташовується фокус другої рентгенівської лінзи 3. Ця лінза фокусує захоплене нею розсіяне вторинне випромінювання на детекторі 6, який перетворює його в електричний сигнал, що подається на вхід засобу 12 обробки й відображення інформації. Вибір положення спільної фокусної точки 4 лінз 1 і 3 здійснюється шляхом переміщення відносно один одного засобу 10 для позиціонування об'єкта і групи елементів пристрою - рентгенооптичної системи 8, що включає джерело рентгенівського випромінювання 1, рентгенівські лінзи 2, 3 і детектор 6 випромінювання.

Пояснимо, що лінзи для керування рентгенівським випромінюванням (фокусування розбіжного випромінювання, формування квазіпаралельного пучка із розбіжного випромінювання, фокусування квазіпаралельного пучка та ін.) являють собою сукупність зігнутих каналів транспортування випромінювання, в яких випромінювання зазнає багаторазового повного зовнішнього відбивання (див., наприклад: В.А. Аркадьев, А.И. Коломийцев, М.А. Кумахов и др. Широкополосная рентгеновская оптика с большой угловой апертурой. Успехи физических наук, 1989, том 157, выпуск 3, С.529-537 [6], де описано першу таку лінзу, і патент США №5744813 (опубл. 28.04.98) [7], де описано більш сучасну лінзу). Лінза в цілому має форму бочки (тобто звужується до обох торців), якщо вона призначена для фокусування розбіжного випромінювання, або півбочки (тобто звужується лише до одного з торців), якщо вона призначена для перетворення розбіжного випромінювання в квазіпаралельне або для фокусування такого випромінювання. Для позначення лінз двох названих типів закріпилися відповідно терміни "повна лінза" та "півлінза".

Можливі два варіанти роботи й використання пристрою за Фіг.1. В одному з них засіб 10 для позиціонування досліджуваного об'єкта разом з розміщеним у ньому досліджуванним об'єктом 5 є нерухомими, а переміщується рентгенооптична система 8 (можливість її переміщення показано на Фіг.1 стрілками 9) зі збереженням взаємного розташування елементів 1, 2, 3 і 6 (а отже й збігання фокусів лінз 2 і 3). В іншому варіанті, навпаки, рентгенооптична система 8 є нерухомою, а переміщується засіб 10 для позиціонування разом з досліджуванним об'єктом 5. Доцільність реалізації того чи іншого варіанту залежить від того, якими є розміри й маса об'єкта 5 у порівнянні з розмірами й масою групи перерахованих вище елементів, що утворюють рентгенооптичну систему 8.

Пристрій містить також координатний датчик 11, що реагує на взаємне переміщення рентгенооптичної системи 8 і засобу 10 для позиціонування і сполучений з останнім. Датчик 11 повинен бути відрегульований таким чином, щоб формувати сигнали, пропорційні поточним координатам спільної фокусної точки 4 лінз 2 і 3 відносно обраного початку відліку, пов'язаного із засобом 10 для позиціонування. Вихідні сигнали датчика 11, як і вихідний сигнал детектора 6, подаються на вхід засобу 12 обробки й відображення інформації. Фокусна точка 4 є в

даному випадку точкою, до якої відносять поточні результати вимірювань і в околі якої (з урахуванням скінченного розміру фокусної зони рентгенівської лінзи 2) фактично сконцентровано випромінювання джерела 1. Засіб 12 обробки й відображення інформації забезпечує відтворення картини розподілу густини речовини об'єкта, реалізуючи той чи інший алгоритм формування двовимірного чи тривимірного зображення на екрані (див., наприклад: Е. Лапшин. Графика для IBM PC. М., "Солон", 1995 [5]). У найпростішому випадку, коли, наприклад, сканування (переміщення зони концентрації рентгенівського випромінювання, що включає точку 4, до якої відносять поточні результати вимірювань) здійснюють у якому-небудь плоскому перерізі об'єкта 5, синхронно зі скануванням може здійснюватись розгортка зображення на екрані засобу 12 з тривалим післясвітінням; можливим також є запам'ятовування певної кількості результатів вимірювань з подальшою періодичною розгорткою зображення і т. п.

Принцип дії пропонованих винаходів ґрунтується на тому, що інтенсивність розсіяного вторинного комптонівського випромінювання (імовірність виникнення квантів цього випромінювання) за інших рівних умов (зокрема, при даній інтенсивності первинного рентгенівського випромінювання, що діє на речовину) пропорційна густині речовини.

Як уже відмічалось вище при розкритті сутності пропонованого способу й пристрою, використання квантів розсіяного вторинного комптонівського випромінювання як інформативних, на відміну від відомих способів і пристроїв, де вони заважають дослідженню, являє собою головну особливість цих винаходів.

Як уже відмічалось, при медичних застосуваннях пропонованих винаходів важливою перевагою є можливість одержання прийнятної точності при менших дозах опромінення біологічних тканин.

Для оцінки можливого виграшу приймемо наступні припущення: енергія фотонів $E = 50 \text{ кеВ}$; зона концентрації рентгенівського випромінювання розташовується на глибині 50 мм і має розміри 1 мм x 1 мм x 1 мм (такі значення характерні, наприклад, для умов спостереження і точності в маммографічних дослідженнях); детектор сприймає 5% вторинного випромінювання, що виникає на глибині 5 см (це припущення означає, що вторинне випромінювання, перш ніж потрапити на вхід засобу транспортування його до детектора, проходить 5 см в тілі пацієнта і при цьому кут захоплення лінзи або коліматора, що доставляє вторинне випромінювання до детектора, складає $0,05 \times 4\pi$ стерadian). Враховуючи, що лінійний коефіцієнт поглинання фотонів в тілі пацієнта близький до відповідного коефіцієнта у воді і при енергії $E = 50 \text{ кеВ}$ має порядок $2 \times 10^{-2} \text{ 1/см}$, одержуємо, що, проникаючи на глибину 5 см, первинний пучок випромінювання зменшує свою інтенсивність в $\exp(2 \times 10^{-1} \times 5) = e \approx 2,71$ рази. Виходячи з тіла пацієнта, вторинне випромінювання (енергія фотонів якого є досить близькою до 50 кеВ), теж зменшує свою інтенсивність в $e \approx 2,71$ рази. Таким чином, загальна втрата інтенсивності внаслідок поглинання випромінювання в тілі пацієнта складе $e \times e \approx 7,3$ рази. Занижуючи оцінюваний виграш, врахуємо лише комптонівську складову вторинного випромінювання. На товщині Δx імовірність утворення квантів вторинного комптонівського випромінювання дорівнює $\omega = \sigma_K \times N_e \times \Delta x$, де $\sigma_K = 6,55 \times 10^{-25} \text{ см}^2$ - переріз вторинного комптонівського розсіяння; $N_e = 3 \times 10^{23} \text{ 1/см}^3$ - густина електронів у воді. Таким чином, при $\Delta x = 1 \text{ мм} = 10^{-1} \text{ см}$ імовірність $\omega = 6,55 \times 10^{-25} \times 3 \times 10^{23} \times 10^{-1} \approx 2 \times 10^{-2}$. Інакше кажучи, для утворення одного вторинного фотона на довжині $\Delta x = 1 \text{ мм}$ необхідно в середньому $1 : (2 \times 10^{-2}) = 50$ фотонів первинного випромінювання.

Вимагатимемо, щоб похибка оцінки густини (тобто визначення кількості вторинних фотонів) мала порядок 1%. З урахуванням імовірнісного характеру процесу середньоквадратичне значення відносної похибки дорівнюватиме $\delta = 1/(N)^{1/2}$, де N - кількість зареєстрованих фотонів. Значенню $\delta = 0,01$ відповідає $N = 10000$.

Тепер ми можемо скласти нескладне рівняння для N_x - необхідної кількості первинних фотонів, які проникають на глибину 5 см і створюють на цій глибині вторинне комптонівське випромінювання, яке проходить, у свою чергу, 5 см і при цьому детектора досягають $N = 10000$ фотонів:

$$N_x \times e^{-2} \times 5 \times 10^{-2} \times 2 \times 10^{-2} = 10^4.$$

Тут коефіцієнт 5×10^{-2} означає, що з усієї кількості утворених вторинних фотонів потрапляють на детектор і фіксуються лише $5\% = 5 \times 10^{-2}$. З рівняння одержуємо $N_x = 7,3 \times 10^7$.

Фотони з енергією $E = 50 \text{ кеВ}$ створюють дозу опромінення, що дорівнює 1 рентгену, якщо потік цих фотонів дорівнює $2,8 \times 10^{10} \text{ 1/см}^2$ (табличні дані для співвідношення між енергією фотонів, їх кількістю і дозою, див., наприклад, в [2]). Якщо припустити, що поперечний переріз пучка первинного рентгенівського випромінювання при вході в тіло пацієнта дорівнює 1 см^2 , то потік $7,3 \times 10^7 \text{ 1/см}^2$ створить в тілі пацієнта дозу опромінення, рівну $2,6 \times 10^{-3}$ рентген.

При традиційній рентгенівській томографії, наприклад, при дослідженні остеопорозу, доза опромінення звичайно складає 100÷300 мілірентген (В.И. Мазуров, Е.Г. Зоткин. Актуальные вопросы диагностики и лечения остеопороза. Санкт-Петербург, ИКФ "Фолиант", 1998, с.47 [8]), тобто приблизно в 100 разів більше.

Дозу можна додатково зменшити у кілька разів, якщо опромінення вести за допомогою кількох джерел, пучки яких приходять в зону концентрації різними шляхами, не складаючись в тілі пацієнта.

Тому найбільш доцільними є варіанти реалізації пропонованого способу й пристрою, у яких використовуються кілька рознесених у просторі джерел рентгенівського випромінювання і детекторів з відповідною кількістю засобів концентрації випромінювання і транспортування вторинного комптонівського випромінювання до детекторів (лінз, півлінз, коліматорів). З одного боку, це дозволяє досягти більш ефективної концентрації (у випадку єдиного засобу для концентрації це можливо лише при використанні рентгенівської лінзи, як показано на Фіг.1) випромінювання і збільшити відношення сигнал/шум на виході детекторів. З іншого боку, це дає можливість зробити більш розподіленим вплив на досліджуваний об'єкт рентгенівського випромінювання і запобігти передозуванню опромінення частин об'єкта, що не підлягають дослідженню. Використання кількох детекторів з простим усередненням (чи більш складною обробкою вихідних сигналів різних детекторів в засобі 12 обробки й відображення інформації, наприклад "ваговим" усередненням або ж обробкою, що враховує наявність кореляції густин в близьких одна до одної точках) за інших рівних умов дозволяє використовувати джерела рентгенівського випромінювання меншої потужності без втрати точності. Крім того, при усередненні зменшується вплив інших факторів, що понижують точність (наприклад, неоднакового поглинання випромінювання джерел на шляху до різних точок, у яких визначається густина, і вторинного випромінювання на шляху від цих точок до входів засобів

транспортування вторинного комптонівського випромінювання до детекторів).

Нижче (Фіг.2 - Фіг.11) розглядаються саме такі варіанти.

Найбільш прості з точки зору технічної реалізації варіанти, показані на Фіг.2 і Фіг.3.

В схемі на Фіг.2 використовуються квазіточкові рентгенівські джерела 1 і коліматори 13 з каналами, що розходяться (розширюються) в напрямку розповсюдження випромінювання для концентрації його в зоні 16. Між джерелами 1 і коліматорами 13 встановлені екрани 14 з отворами для пропускання випромінювання на входи коліматорів і запобігання його безпосереднього (поза коліматорами) попадання на об'єкт. Вторинне випромінювання транспортується до детекторів 6 за допомогою коліматорів 15 з каналами, які сходяться (звужуються) у напрямку розповсюдження випромінювання, тобто в напрямку до детекторів 6, і можуть мати фокус на їх чутливій поверхні. В ролі детекторів 6 можна використовувати, наприклад, напівпровідникові детектори з малою вхідною апертурою.

На Фіг.3 коліматори мають орієнтацію, протилежну показаній на Фіг.2. Для повного використання вхідної апертури коліматорів 18, що концентрують* випромінювання в зоні 16, доцільно використовувати протяжні рентгенівські джерела 17. З аналогічної причини доцільно використовувати детектори 20 з великою вхідною апертурою (наприклад, сцинтиляційного типу).

На Фіг.4 засоби концентрації випромінювання квазіточкових джерел 1 і засоби транспортування вторинного випромінювання виконані у вигляді рентгенівських півлінз 21, 22 відповідно. При цьому півлінзи 22 фокусують розсіяне вторинне випромінювання на детекторах 6.

На Фіг.5 засоби концентрації випромінювання квазіточкових джерел 1 і засоби транспортування вторинного випромінювання виконані у вигляді рентгенівських півлінз 21, 23 відповідно. При цьому півлінзи 23 перетворюють розсіяне вторинне випромінювання у квазіпаралельне і спрямовують його на детектори 20 з великою вхідною апертурою.

На Фіг.6 показано комбінований варіант: засоби концентрації випромінювання квазіточкових джерел 1 виконані у вигляді рентгенівських півлінз 21, що направляють в зону 16 паралельні пучки, а засоби транспортування вторинного комптонівського розсіяння до детекторів 6-у вигляді "повних" рентгенівських лінз 3.

На Фіг.7 і 8 показані інші комбінації, які відрізняються від попередніх тим, що засоби транспортування вторинного комптонівського випромінювання до детекторів виконані у вигляді коліматорів.

На Фіг.7 коліматори 19 мають канали, що розширюються у напрямку до детекторів 6, а останні мають велику вхідну апертуру.

На Фіг.8, навпаки, коліматори 15 мають канали, що звужуються у напрямку до детекторів 6, а останні мають малу вхідну апертуру.

На Фіг.9 показано найбільш ефективний з точки зору точності й роздільної здатності варіант, у якому засоби концентрації випромінювання квазіточкових джерел 1 і засоби транспортування вторинного випромінювання до детекторів 6 виконані у вигляді "повних" лінз 2 і 3 відповідно (порівняйте цей варіант з показаним на Фіг.1).

На Фіг.10 і 11 показані ще два комбінованих варіанти, їх об'єднує те, що в ролі засобів концентрації випромінювання квазіточкових джерел використані "повні" рентгенівські лінзи 2.

На Фіг.10 в ролі засобу для транспортування вторинного випромінювання до детекторів 6 з малою апертурою показано використання коліматорів 15, що звужуються у напрямку до детекторів.

На Фіг.11 в ролі засобу для транспортування вторинного випромінювання до детекторів 20 з великою апертурою показано використання коліматорів 19, що розширюються в напрямку до детекторів.

Використання тієї чи іншої схеми реалізації способу і побудови пристрою визначається як наявністю можливості використання таких ефективних засобів концентрації і впливає на вибір параметрів лінз та півлінз (таких, як розмір фокусної плями, протяжність фокусної зони в напрямку оптичної осі лінзи та ін.). При цьому враховується, що реалізація досить високої роздільної здатності при використанні "повних" лінз (порядку долей міліметра і вищої), пов'язана зі збільшенням часу, необхідного для сканування досліджуваної області об'єкта. Беруться до уваги й інші обставини, такі як наявність рентгенівських джерел потрібної потужності й розмірів та ін.

Наявність описаних і численних інших варіантів реалізації пропонованого способу і побудови пропонованого пристрою надають широкі можливості для конструювання засобів внутрібачення, що задовольняють поставленим конкретним вимогам.

1. Политехнический словарь. М., "Советская энциклопедия", 1976.

2. Физика визуализации изображений в медицине. Под ред. С. Узбба. М., "Мир", 1991.

3. В.В. Пиклов, Н.Г. Преображенский. Вычислительная томография и физический эксперимент. Успехи физических наук, 1983, том 141, выпуск 3.

4. Дж. Джексон. Классическая электродинамика. М., "Мир", 1965.

5. Е. Лапшин. Графика для IBM PC. М., "Солон", 1995.

6. В.А. Аркадьев, А.И. Коломийцев, М.А. Кумахов и др. Широкополосная рентгеновская оптика с большой угловой апертурой. Успехи физических наук, 1989, том 157, выпуск 3.

7. Патент США №5744813 (опубл. 28.04.98).

8. В.И. Мазуров, Е.Г. Зоткин. Актуальные вопросы диагностики и лечения остеопороза. Санкт-Петербург, ИКФ "Фолиант", 1998.

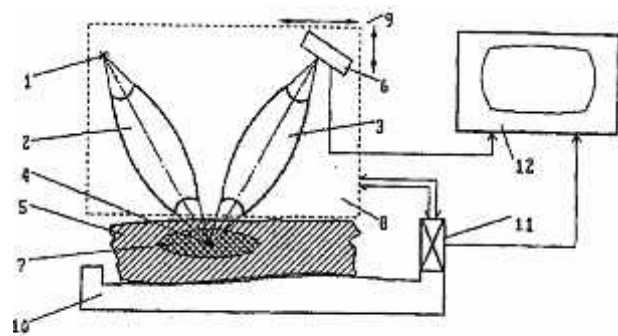


Fig. 1

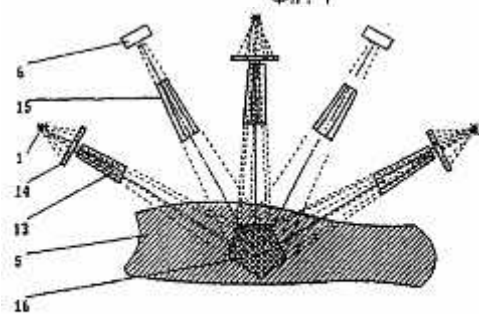


Fig. 2

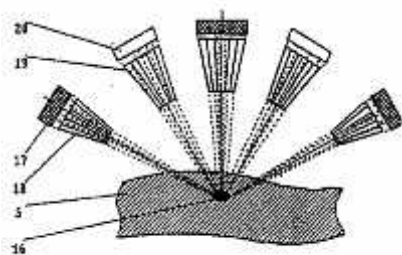


Fig. 3

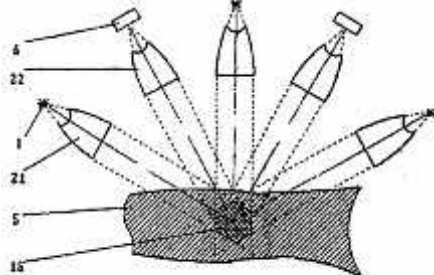


Fig. 4

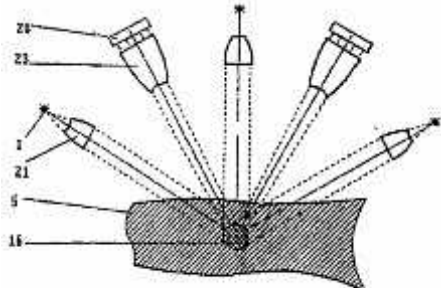


Fig. 5

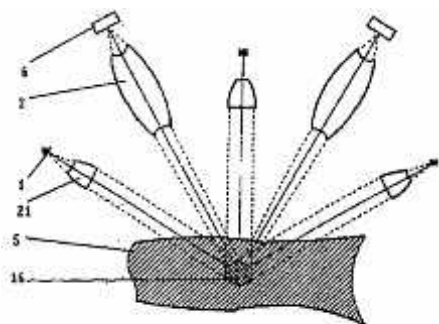


Fig. 6

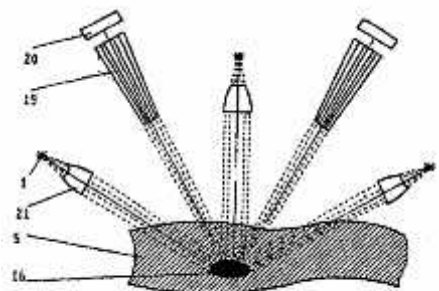


Fig. 7

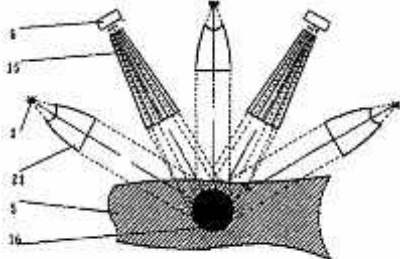


Fig. 8

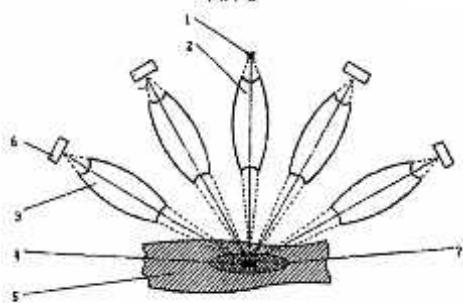


Fig. 9

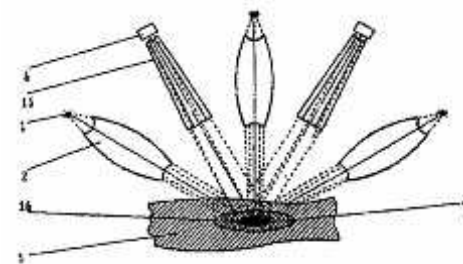


Fig. 10

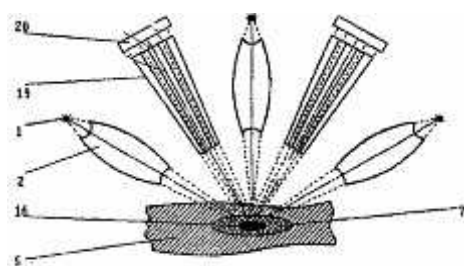


Fig. 11