



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **40975** (13) **U**  
(51) МПК (2009)  
**A61B 6/00**  
**A61B 5/107**  
**G01B 11/00**

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

**(54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ РОЗМІРУ ДОСЛІДЖУВАНОГО ОБ'ЄКТА ПРИ РЕНТГЕНОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ**

1

(21) u200815006

(22) 25.12.2008

(24) 27.04.2009

(46) 27.04.2009, Бюл.№ 8, 2009 р.

(72) ТЕРЕЩЕНКО МИКОЛА ФЕДОРОВИЧ, UA,  
ГРИГОР'ЄВА ОЛЕНА ЮРІЇВНА, UA

(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
УКРАЇНИ "КІЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИ-  
ТУТ", UA

(57) Спосіб визначення геометричних розмірів ви-  
мірюваного об'єкта при рентгенологічних дослі-  
дженнях, що включає рентгеноскопію та рентгено-  
графію вимірюваного об'єкта дослідження, вимір  
розміру об'єкта на стінці, визначення відстані від  
центра випромінювання рентгенівської трубки до  
касети, вимір відстані від касети до об'єкта дослі-

2

дження і визначення розміру об'єкта дослідження,  
який **відрізняється** тим, що додатково вимірюють  
відстань від фокусної осі рентгенівської трубки до  
зовнішньої стінки касети і від внутрішньої сторони  
касети до плівки та визначають дійсний розмір  
об'єкта дослідження за формулою:

$$S_x = \frac{[(H + \Delta\ell + \delta) - h] \cdot S_R}{H + \Delta\ell + \delta},$$

де H - відстань від центра випромінювання рент-  
генівської трубки до касети;

S<sub>x</sub> - розмір об'єкта дослідження;

Δℓ - товщина стінки касети;

δ - товщина плівки;

h - відстань від касети до об'єкта дослідження;

S<sub>R</sub> - вимір розміру об'єкта на стінці.

Корисна модель належить до галузі приладо-  
будування, зокрема до рентгенотехніки.

Найбільш близьким технічним рішенням до то-  
го, що заявляється є спосіб оцінки параметрів до-  
сліджуваного об'єкта при рентгенологічних дослі-  
дженнях [Заявка на изобретение RU  
2005118250/14, 20.12.2006 МПК А 61В 6/00 (2006),  
А 61В 5/107 (2006), G 01В 11/25 (2006)]. Спосіб  
визначення геометричних розмірів вимірюваного  
об'єкта при рентгенологічних дослідженнях, вклю-  
чаючи рентгеноскопію та рентгенографію вимірю-  
ваного об'єкта, вимір розміру об'єкта на стінці (S<sub>R</sub>),  
визначення відстані від центра випромінювання  
рентгенівської трубки до касети (H), вимір відстані  
від касети до об'єкта дослідження (h) і визначення  
певного розміру об'єкта дослідження (S<sub>x</sub>).

Потік рентгенівського випромінювання від ла-  
мпи пронизує досліджуєми об'єкт попадає на ка-  
сету в якій знаходиться світлочутлива плівка. Ка-  
сета щільно прилягаючого до рентгенівської плівки  
має підсилюючі екрани. На плівці після проявлен-  
ня ми отримуємо зображення досліджуваного об'-  
єкта. По його зображенню ми можемо обрахувати  
геометричні параметри об'єкта за формулою:

$$S_x = \frac{(H - h) \cdot S_R}{H},$$

де H - відстані від центра випромінювання рентге-  
нівської трубки до касети;

S<sub>x</sub> - розмір об'єкта дослідження;

h - відстань від касети до об'єкта дослідження;

S<sub>R</sub> - вимір розміру об'єкта на стінці.

Але стінки касети та плівка мають свою тов-  
щину (Δℓ), плівка δ. У рентгенодіагностичних  
апаратах, приймач випромінювання (плівка) пови-  
нна реагувати безпосередньо на рентгенівське  
випромінювання, яке багатократно підсилюється  
на екрані, який щільно примикає до плівки. Тому  
для отримання чіткого, контрастного зображення і  
обрахування дійсних розмірів досліджуваного об'-  
єкта необхідна приймати до уваги і товщини касе-  
ти та плівки δ.

До недоліків цього способу є те, що не точно  
обраховують відстань від досліджуваного об'єкта  
до джерела рентгенівського випромінювання, а  
також від об'єкта до плівки, так як не враховують  
товщину передньої стінки касети та товщину самої  
плівки, що не дає можливості точно обрахувати

(13) **U**

(11) **40975**

(19) **UA**

дійсні розміри об'єкта та зображення на плівці не чітке, розмите, не контрастне.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі визначається геометричний розмір вимірюваного об'єкта при рентгенологічних дослідженнях, що включає рентгеноскопію та рентгенографію вимірюваного об'єкта дослідження, вимір розміру об'єкта на стінці, визначення відстані від центра випромінювання рентгенівської трубки до касети, виміру відстані від касети до об'єкта дослідження і визначення певного розміру об'єкта дослідження, новим є те, що додатково вимірюють відстань від фокусної осі рентгенівської трубки до зовнішньої стінки касети та від внутрішньої сторони касети до плівки, та визначають дійсний розмір об'єкта дослідження за формулою:

$$S_x = \frac{[(H + \Delta\ell + \delta) - h] \cdot S_R}{H + \Delta\ell + \delta}$$

На Фіг.1 представлений принцип роботи пристрою для експозиції при рентгенологічних досліджень. Рентгенівське випромінювання за досліджуваним об'єктом попадає на рентгенівську плівку  $\delta$  в касеті 1. У час експозиції плівки світіння екрана визвано рентгенівським промінням за допомогою фокусувальної оптики 3 передається на плівку.

На Фіг.2, Фіг.3. зображено утворення геометричної складової чіткості та різкості зображення при крапковому фокусі й фокусі кінцевих розмірів:

де 1 - фокус трубки;

2 - поглинач;

3 - приймач випромінювання;

CD, C'D' - поле опромінення;

E' F' - область півтіні;

a - відстань до поглинача;

b - відстань до приймача.

Розглянемо спосіб визначення геометричних розмірів зображення (Фіг.2, Фіг.3). При аналізі методу рентгенодіагностики для простоти викладу було прийнято, що тіньове рентгенівське зображення утворюється паралельним пучком випромінювання, що падає нормально до плоскої поверхності досліджуваного об'єкта. Отримані висновки, однак, не зміняться й для утворення рентгенівського зображення розбіжним пучком випромінювання. Реальні джерела рентгенівського випромінювання дають саме розбіжний пучок, що виходить із фокусної плями анода рентгенівської трубки. У розбіжному пучку інтенсивність рентгенівського випромінювання убиває назад пропорційно квадрату відстані від фокуса рентгенівської трубки. Для одержання більшої інтенсивності випромінювання в площині вхідного екрана системи візуалізації, а також, для одержання більшої яскравості світіння екрана при даній потужності рентгенівської трубки вигідно максимально наблизити фокус трубки й екран до досліджуваного об'єкта.

Однак наближення фокуса трубки 1 до поверхні об'єкта кінцевої товщини приводить до перекошування геометричних співвідношень у тіньовому рентгенівському зображенні - однакові по розмірах структурні елементи об'єкта залежно від відстані до фокуса трубки дадуть істотно різні по площі тіні. Тому при рентгенодіагностиці екран для просвічування або плівку максимально наближа-

ють до поверхні об'єкта, у той час як фокус трубки видаляють від об'єкта дослідження не менш чим на 35-40 см, що істотно також, для радіаційної безпеки й зменшення геометричної нерізкості рентгенівського зображення.

Для встановлення зв'язку між геометричною нерізкістю границь тіньового зображення, геометрією дослідження й розмірами фокусної плями рентгенівської трубки розглянемо тіньове зображень абсолютно непрозорої напівплощини, границя якої лежить на осі розбіжного пучка випромінювання. У випадку точкового фокуса рентгенівської трубки (Фіг.2) границя між областю найбільшої яскравості тіньового зображення й областю повної тіні абсолютно різка на лінії, що проходить через вісь пучка випромінювання яскравість екрана стрибком зменшується до нуля. При кінцевих розмірах фокусної плями рентгенівської трубки (Фіг.3) перехід від області найбільшої яскравості зображення до області повної тіні відбувається поступово - замість різкої границі утвориться перехідна область півтіні. Як видно на Фіг.3 ширина півтіні  $\Phi_{\Gamma}$ :

$$\Phi_{\Gamma} = \ell \frac{a}{b},$$

де  $\ell$  - розмір фокусної плями рентгенівської трубки;

a - відстань від фокуса трубки до непрозорої напівплощини;

b - відстань від непрозорої напівплощини до рентгенівського екрана або плівки.

Звідси витікає, що при даному розмірі фокусної плями рентгенівської трубки геометрична нерізкість зображення тим більше, чим ближче фокус трубки до об'єкта й чим далі перебуває від об'єкта екран або плівка. Крім геометричної нерізкості, до плавних переходів інтенсивності між сусідніми ділянками рентгенівського зображення приводить також сама структура об'єкта, товщина яких змінюється поступово. Ця нерізкість границь зображення має місце навіть при точковому джерелі випромінювання й називається морфологічною нерізкістю зображення. Винятково важливе значення для рентгенодіагностики має динамічна нерізкість зображення, що виникає через природну рухливість деяких внутрішніх органів людини. Тому що будь-яка система рентгенооптичного перетворення має характерний час нагромадження або усереднення (час експозиції плівки, час інерції рентгенівського екрана й ока спостерігача, час утворення кадру в телевізійних системах і т.д.), зміна структури об'єкта за час нагромадження приводить до нечіткості границь одержуваного зображення - виникає динамічна нерізкість  $\Phi_{\Gamma}$ , що тим менше, чим менше час нагромадження й рухливості досліджуваного органа. При відповідній видозміні методики рентгенологічного дослідження ефект утворення динамічної нерізкості може бути використана в діагностичних цілях - це здійснюється в різних системах для пошарового дослідження томографії. При томографії погоджений рух джерела рентгенівського випромінювання й плівки щодо об'єкта дозволяє розмити тіні, що заважають, не підлягаючому дослідженню органів і

тим самим більш різко виділити структуру досліджуваного шару об'єкта.

У більшій частині практики рентгенодіагностики, джерело рентгеновського випромінювання нерухливе щодо системи перетворення зображення. У цьому випадку апаратура для медичної діагностики повинна допускати можливість зміни просторового положення обстежуваного в процесі дослідження, тому що через складність його внутрішньої структури в рентгеновському тіньовому зображенні відбувається накладення один на одного тіней від різних органів, що лежать на шляху рентгеновського пучка. Необхідність відділення зображення досліджуваного органа від тіней, що заважають, вимагає можливості рентгеновського дослідження в різних проекціях (у різних позиціях об'єкта), що у свою чергу накладає певну вимогу

на апаратне оснащення рентгенодіагностичних процедур. Тому для отримання чіткого зображення і контрасту та визначення дійсного значення розміру досліджуваного об'єкта необхідно приймати до уваги товщину передньої стінки касети та товщину плівки. Обчислення розмірів необхідно проводити за формулою:

$$S_x = \frac{[(H + \Delta l + \delta) - h] \cdot S_R}{H + \Delta l + \delta}$$

В основу корисної моделі поставлена задача вдосконалити відповідний спосіб шляхом прийняття до уваги додаткових параметрів, що забезпечують підвищення точності визначення розмірів об'єкта й одержання чіткого зображення та контрасту.

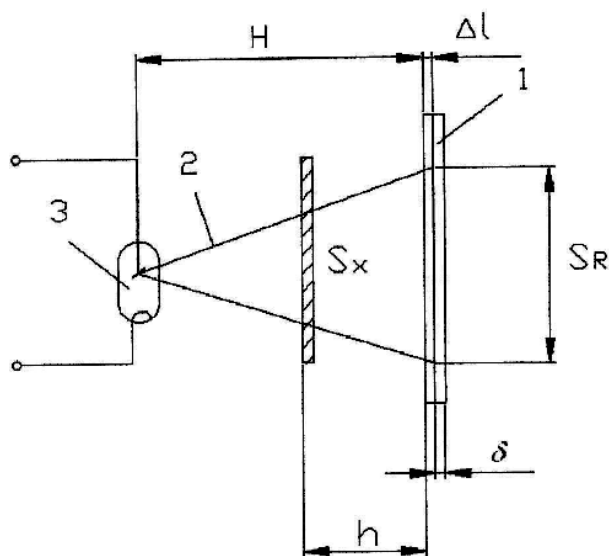


Fig. 1

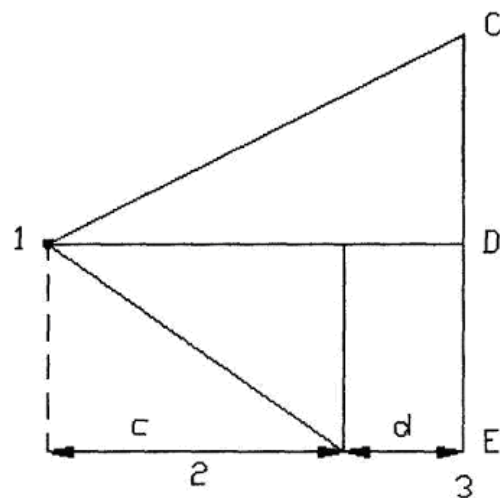


Fig. 2

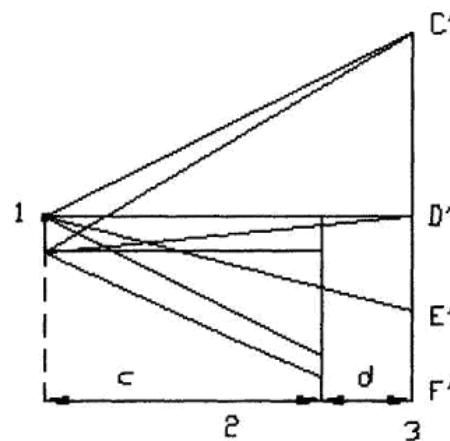


Fig. 3