



ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **79099** (13) **U**  
(51) МПК (2013.01)  
**A61B 5/00**

## (12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: <b>u 2012 12049</b>	(72) Винахідник(и): <b>Бойко Валерій Володимирович (UA), Волков Дмитро Євгенович (UA), Рашковський Сергій Львович (UA)</b>
(22) Дата подання заявки: <b>19.10.2012</b>	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: <b>10.04.2013</b>	(73) Власник(и): <b>ДЕРЖАВНА УСТАНОВА "ІНСТИТУТ ЗАГАЛЬНОЇ ТА НЕВІДКЛАДНОЇ ХІРУРГІЇ АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ", в'їзд Балакірева, 1, м. Харків-103, 61103 (UA)</b>
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: <b>10.04.2013, Бюл.№ 7</b>	

## (54) СПОСІБ ОБРОБКИ ДАНИХ РАДІОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

### (57) Реферат:

Спосіб обробки даних радіологічних досліджень включає виконання запису електромагнітного зображення до і після введення контрастної речовини до порожнини органа, порівняння отриманих кадрів та формування кінопетлі.

UA 79099 U



Корисна модель належить до медицини, а саме до променевої діагностики в кардіології, та може бути використана, наприклад, для оцінки стану кардіогемодинаміки та рухливості міокарда.

Проблема пошуку нових методів оцінки функціонального стану серцево-судинної системи є дуже актуальною, тому що, з одного боку, з кожним роком зростає кількість хворих з серцевою недостатністю, що потребують ретельного лікування, а з другого, з'являються нові методи, для яких потрібні оцінки ефективності. Особлива увага приділяється виявленню хворих на ранніх етапах розвитку хронічної серцевої недостатності та визначенню її прогнозу.

При проведенні деяких медичних обстежень, дослідницька апаратура реєструє інформацію у вигляді послідовного набору зображень (кадрів), що разом становлять кінопетлю, яка власне і містить інформацію про досліджуваний динамічний процес. В рамках кінопетлі деякі кадри являють окремі інтерес, як статичні зображення з можливістю проведення необхідних вимірювань.

Відомі наступні основні методи оцінки механічної функції міокарда за допомогою створення послідовності кадрів в кінопетлі:

- ультразвукове дослідження серця, в ході якого можливо отримати інформацію про розміри, площину та об'єм камер серця, стан скоротливості міокарду та рух крові (Essential echocardiography: a practical handbook with DVD / edited by Scott D. Solomon / Humana Press Inc. - 2007. - 458 p.);

- ядерно-магнітне резонансне дослідження серця дозволяє отримати більш детальні пошарові зрізи серця в різних площинах з візуалізацією морфологічного стану та рухливості стінок міокарда, стану кровотоку та можливістю генерації синтезованих зображень (Clinical Cardiac MRI / J. Bogaert, S. Dymarkowski, A.M. Taylor / Springer. - 2005. - 564 p.);

Відомий також спосіб обробки даних радіологічних досліджень судин головного мозку в режимі дигітальної субтракції (див., Sung Min Kwon, Young Sun Kim, et al. Digital subtraction CT angiography based on efficient 3D registration and refinement // Computerized Medical Image and Graphics. - 2004. - 28 - P. 391-400). Він включає записи статичного КТ - (комп'ютерно-томографічного), а також КТА - (КТ-ангіографічного) зображень за допомогою контрастування судин, КТ-зображення містить інформацію про кістки та м'які тканини, а КТА-зображення - про кістки, м'які тканини, а також кровоносні судини, тобто детальна інформація про судини може бути здобута при суміщенні КТ- та КТ-ангіографічних зображень із формуванням "різницевого" зображення судин.

Застосування режиму дигітальної субтракції дозволяє покращити якість та інформативність зображення за рахунок порівняння кадрів КТ- та КТ-ангіографічних зображень та вилучення нерухомих об'єктів.

Основним загальним недоліком описаних методик є те, що жодна з них не дозволяє виділити і проаналізувати (виконати необхідні кількісні виміри) саме динамічні зміни протягом процесу, особливо за дуже короткий проміжок часу, такий як час між двома послідовними кадрами. На наш погляд, саме ця інформація є дуже важливою.

Найбільш близьким аналогом до корисної моделі є спосіб обробки даних радіологічних досліджень судин в режимі дигітальної субтракції, що описаний в книзі Physics of Medical X-Ray Imaging: Bruce Hasegawa (Madison. - 1991. - Chapter 10). Він включає виконання запису електромагнітного (рентгенологічного) зображення до і після введення контрастної речовини до порожнини органа крізь катетер, порівняння отриманих кадрів та формування кінопетлі. Порівняння кадрів здійснюють порівнянням кожного кадру після введення контрасту з кадром, отриманим до його ведення, при цьому видаляють нерухомі об'єкти, до яких не потрапив контраст (режим дигітальної субтракції).

Застосування режиму дигітальної субтракції дозволяє вилучити нерухомі об'єкти та покращити якість зображення за рахунок порівняння кадрів перед введенням контрасту з кадрами максимальної насиченості контрастом із формуванням "різницевого" зображення судин. Але зазначений спосіб дозволяє візуалізувати в межах одного кадру лише чіткі анатомічні зображення судин, а не рух їх стінок, тобто тільки оптимізує результати стандартної ангіографії.

В основу корисної моделі поставлена задача, що полягає у створенні способу обробки даних швидких динамічних процесів за рахунок диференціального підходу к аналізу послідовних кадрів кінопетель.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі обробки даних радіологічних досліджень, який включає виконання запису електромагнітного зображення до і після введення контрастної речовини до порожнини органа, порівняння отриманих кадрів та формування кінопетлі, згідно з корисною моделлю, порівняння кадрів здійснюють порівнянням кожного кадру з наступним,

отримують диференціальний кадр як попіксельну різницю двох послідовних кадрів, створюють серії диференціальних кадрів, а формування кінопетлі здійснюють із серії диференціальних кадрів, при цьому здійснюють введення контрастної речовини до кровоносних органів.

Створення серії диференціальних кадрів та спосіб їх отримання дозволяють аналізувати не первинні, а різницеві (диференціальні) кадри, одержувані як попіксельна різниця двох звичайних стандартних кадрів. Тобто, різницевий (диференціальний) кадр утворюється як кадр, кожна точка якого є різницею яскравості двох однойменних точок послідовних кадрів.

Виконання порівняння кожного попереднього кадру з наступним, в свою чергу, дозволяє видалити нерухомі компоненти вхідних кадрів на різницевому кадрі і чітко виділити динамічну компоненту на результуючих диференціальних кадрах, тобто підкреслити зміни вхідного процесу.

Введення контрастної речовини в кровоносні органи (переважно вени, наприклад, при введенні контрасту до кубітальної вени) дозволяє уникнути додаткового втручання катетером до порожнини досліджуваного органа (наприклад, серця) і тим самим зменшити травматизацію і ризик виникнення ускладнень.

Заявнику невідоме створення серій диференціальних кадрів і порівняння кожного кадру з наступним для виділення динамічної компоненти на результуючих диференціальних кадрах, інші рішення дають лише статичну картину того чи іншого рівня роздільної здатності, а не можливість візуалізувати динаміку змін досліджуваного процесу.

Спосіб ілюструється фотографіями, на яких зображено:

Фіг. 1а - приклад формування диференціального кадру, момент початку діастолі;

Фіг. 1б - те ж саме, наступний момент діастолі;

Фіг. 1в - те ж саме, диференціальний кадр;

Фіг. 2 - послідовна серія диференціальних кадрів,

Фіг. 3 - систола лівого шлуночка, видна динаміка руху стінок серця (білий колір) та рух крові у аорту (чорний колір);

Фіг. 4 - дістола лівого шлуночка, видна динаміка руху стінок серця (чорний колір) та рух крові в лівий шлуночок крізь мітральний клапан (білий колір).

Докладний опис запропонованого способу наведений на прикладі його виконання в клініці.

Суть запропонованої диференціального способу полягає в тому, що аналізуються не первинні, а різницеві (диференціальні) кадри, одержувані як попіксельна різниця двох звичайних стандартних кадрів. Тобто, різницевий (диференціальний) кадр утворюється як кадр, кожна точка якого є різницею яскравості двох однойменних точок послідовних кадрів (фіг. 1). Як видно з цього зображення нерухомі компоненти вхідних кадрів (фіг. 1а та 1б) на різницевому (1в) практично зникли, зате чітко виражена динамічна компонента. Таким чином результуючі диференціальні кадри дозволяють виділити саме динамічну компоненту - тобто підкреслити зміни вхідного процесу.

На фіг. 2. наведене зображення диференціальних кадрів вентрикулографії пацієнта Б., 53 років. Спостерігаються світлі та темні ділянки, які позначають активно рухомі об'єкти, сірі - знаходяться у відносному спокої. Відповідно, найбільш швидко рухомі об'єкти отримують найбільш яскравий білий та темний колір, статичні - сірий. В серії приведених послідовних кадрів найбільш світла область відповідає надходженню у шлуночок, заповнений сумішшю крові та введеної до нього контрастної речовини, нативної "чистої" крові крізь мітральний клапан, при цьому чітко видна динаміка просування крові по лівому шлуночку. В подальшому з цих послідовно оброблених кадрів була сформована диференціальна кінопетля.

Інший приклад застосування стосовно динаміки руху стінок серця приведений на фіг. 3-4.

Показані два диференційні кадри отримані підчас систоли (Фіг. 3) та діастолі (Фіг. 4). Чітко видно протилежно направлений рух стінок серця підчас різних фаз серцевої діяльності, який означений ярко білим та чорним кольорами, при цьому швидкість та сила скорочення і релаксації залежать від товщини та інтенсивності кольору в цих ділянках. Крім того, помітні викид в аорту контрастної речовини чорного кольору (Фіг. 3) та надходження нативної крові, яка пофарбована білим, через мітральний клапан (Фіг. 4), які також можуть бути оцінені.

Таким чином, корисна модель дозволяє здійснювати обробку даних швидких динамічних процесів за рахунок диференціального підходу к аналізу послідовних кадрів кінопетель і може бути використана для аналізу даних різноманітних контрастних досліджень, зокрема контрастної вентрикулографії серця.

## ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

- 5 Спосіб обробки даних радіологічних досліджень, який включає виконання запису електромагнітного зображення до і після введення контрастної речовини до порожнини органа, порівняння отриманих кадрів та формування кінопетлі, який **відрізняється** тим, що порівняння кадрів здійснюють порівнянням кожного кадру з наступним, отримують диференціальний кадр як попіксельну різницю яскравості двох послідовних кадрів, створюють серії диференціальних кадрів, а формування кінопетлі здійснюють із серії диференціальних кадрів, при цьому введення контрастної речовини додатково здійснюють до судин, що постачають кров до органа.

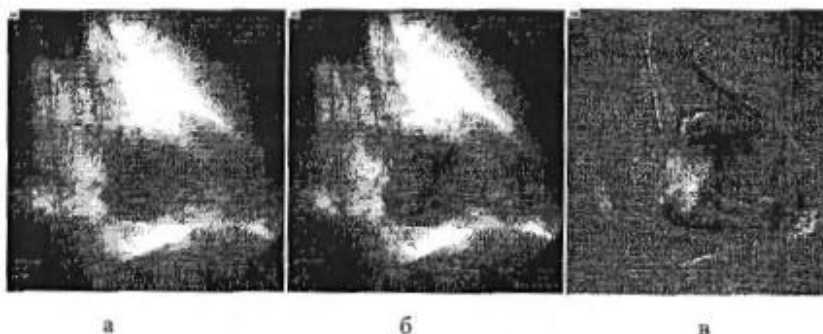


Fig. 1



Fig. 2



Fig. 3



Fig. 4

---

 Комп'ютерна верстка М. Ломалова
 

---



---

 Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна
 

---

 ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601
 

---