



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **56083** (13) **U**
(51) МПК-2011.01
A61B 6/03
H04N 5/32
H04N 1/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) КОМПЛЕКСНА СИСТЕМА ОТРИМАННЯ ТА ФОРМУВАННЯ ЗОБРАЖЕННЯ

1

2

(21) u201007695

(22) 18.06.2010

(24) 27.12.2010

(46) 27.12.2010, Бюл.№ 24, 2010 р.

(72) ТЕРЕЩЕНКО МИКОЛА ФЕДОРОВИЧ, ВИЛИГОЦЬКИЙ ДМИТРО ВОЛОДИМИРОВИЧ

(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ"

(57) Комплексна система отримання та формування зображення, що включає в себе пристрої для генерації випромінювання та формування зображення, що містять: блок детектування, блок управління, блок пам'яті, блок обробки зображення, консольний блок та дисплей, причому блок детектування з'єднаний з блоками обробки зображення та блоком управління, який в свою чергу з'єднаний з консольним блоком, блоками пам'яті і обробки зображення та дисплеєм, крім того, блок управління містить: блок управління рентгенографії, блок вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру, блок вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру, блок вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру, арифметичний блок періоду накопичення компенсуючого кадру, арифметичний блок кількості заряду накопичення рентгенівського кадру і пам'ять характеристики темного струму, причому блок управління рентгенографії з'єднаний з блоками вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру, вимірювання періоду холостого

ходу рентгенівського кадру, вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру та арифметичним блоком періоду накопичення компенсуючого кадру, який в свою чергу приєднаний до блока вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру, пам'яттю характеристики темного струму та арифметичного блока кількості заряду накопичення рентгенівського кадру, який з'єднаний з пам'яттю характеристики темного струму та блоками вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру і вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру, яка **відрізняється** тим, що додатково містить блок керування та контролю параметрів рентгенівського джерела, детектор рентгенівського експонетра, блок рентгенівського експонетра, рентгенографічний комплект, що включає в себе касету, екран та плівку, блок накалу катода, комутатор часу, блоки регулювання напруги анода та контролю, причому рентгенографічний комплект знаходиться між блоком детектування випромінювання та детектором рентгенівського експонетра, зв'язаного з блоком рентгенівського експонетра, який, в свою чергу, з'єднаний з зв'язаними між собою блоками управління рентгенографії та керування і контролю параметрів рентгенівського джерела, під'єднаного до блоків накалу катода, комутатора часу, регулювання напруги анода та контролю, який з'єднаний з рентгенівським джерелом, а блок контролю з'єднаний з блоками регулювання напруги анода, комутатора часу та накалу катода.

Корисна модель належить до галузі медичного приладобудування, зокрема до рентгенотехніки.

Найбільш близьким технічним рішенням до того, що заявляється є пристрій та система формування зображення, спосіб управління та носій інформації при рентгенологічних дослідженнях, (Патент на корисну модель RU 2381747, 10.10.2009 МПК А61В6/03 (2006.01), Н04Н5/325 (2006.01), Н04Н1/00 (2006.01)). Комплексна система отримання та формування зображення вклю-

чає в себе пристрої для генерації випромінювання та формування зображення, що містять: блок детектування, блок пам'яті для зберігання характеристики темного струму блоку детектування, перший блок вимірювання періоду часу для вимірювання першого періоду часу від прикладеної напруги зсуву до перетворювального елемента до початку накопичення перетворюючого елемента для отримання зображення, другий блок вимірювання періоду часу для вимірювання другого пері-

(13) **U**

(11) **56083**

(19) **UA**

оду часу від початку накопичення до завершення накопичення, арифметичний блок кількості заряду накопичення і блок обробки зображення для виконання компенсуючої корекції зображення, отриманого на підставі кількості заряду накопичення темного струму. Крім того, пристрій формування зображення, містить: арифметичний блок періоду часу накопичення для обчислення третього періоду часу і блок керування для управління блоком детектування згідно третього періоду часу, причому блок обробки зображення виконує компенсуючу корекцію зображення на підставі даних компенсуючої корекції, отриманих з блоку детектування, керованого блоком управління згідно третього періоду часу, блок обробки зображення виконує компенсуючу корекцію зображення на основі даних компенсуючої корекції, отриманих шляхом арифметичної обробки компенсуючих даних, попередньо отриманих відповідно до кількості заряду накопичення темного струму при рентгенографії, який обчислюється з характеристики темного струму, і першого і другого періодів часу, характеристика темного струму обчислюється шляхом апроксимації по експоненційній функції; перетворювальний елемент формується з аморфного кремнію як основного складового матеріалу, перетворювальний елемент містить перетворювач довжини хвилі для перетворення падаючого випромінювання в світло і фотоелектричний перетворювальний елемент для перетворення світла в електричний сигнал.

До недоліків цього винаходу відноситься те, що його вузькоспеціалізоване використання, реєстрація зображення відбувається лише в цифровій формі на цифровому носії, що при несанкціонованому доступі дозволяє суб'єктивно змінювати отримане відображення, а це в свою чергу не дозволяє використовувати отримане зображення в якості експертно-достовірного, як доказову базу об'єктивного стану досліджуємого об'єкта. Тільки зображення об'єкту, яке виключає можливість стороннього впливу, може бути використане як об'єктивне свідчення в міжнародно-правових відносинах. Так при встановленні груп інвалідності на лікарських комісіях ВТЕК необхідно представити тільки плівковий результат діагностики. При використанні судової експертизи приймають тільки плівкові докази.

В основу корисної моделі поставлена задача удосконалити відомий спосіб, шляхом реєстрації випромінювання на світлочутливому матеріалі, що забезпечує розширення функціональних можливостей за рахунок можливості використовувати отримане зображення в якості експертно-достовірного, як доказову базу об'єктивного стану об'єкта, що досліджується, так як при виконанні судової експертизи приймаються тільки плівкові докази.

Поставлена задача вирішується тим, що комплексна система отримання та формування зображення, що включає в себе пристрої для генерації випромінювання та формування зображення, що містять: блок детектування, блок управління, блок пам'яті, блок обробки зображення, консольний блок та дисплей, причому блок детектування

з'єднаний з блоками обробки зображення та блоком управління, який в свою чергу з'єднаний з консольним блоком, блоками пам'яті і обробки зображення та дисплеєм, крім того, блок управління, містить: блок управління рентгенографії, блок вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру, блок вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру, блок вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру, арифметичний блок періоду накопичення компенсуючого кадру, арифметичний блок кількості заряду накопичення рентгенівського кадру і пам'ять характеристики темного струму, причому блок управління рентгенографії з'єднаний з блоками вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру, вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру, вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру та арифметичним блоком періоду накопичення компенсуючого кадру, який в свою чергу приєднаний до блоку вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру, пам'яттю характеристики темного струму та арифметичного блоку кількості заряду накопичення рентгенівського кадру, який з'єднаний з пам'яттю характеристики темного струму та блоками вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру і вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру.

Згідно з корисною моделлю, новим є те, що додатково містить блок керування та контролю параметрів рентгенівського джерела, детектор рентгенівського експонетра, блок рентгенівського експонетра, рентгенографічний комплект, що включає в себе касету, екран та плівку, блок накалу катода, комутатор часу, блоки регулювання напруги анода та контролю, причому рентгенографічний комплект знаходиться між блоком детектування випромінювання та детектором рентгенівського експонетра, зв'язаного з блоком рентгенівського експонетра, який, в свою чергу, з'єднаний з зв'язаними між собою блоками управління рентгенографії та керування і контролю параметрів рентгенівського джерела, під'єданого до блоків, накалу катода, комутатора часу, регулювання напруги анода та контролю, який з'єднаний з рентгенівським джерелом, а блок контролю з'єднаний з блоками регулювання напруги анода, комутатора часу та накалу катода.

Суть корисної моделі пояснюється кресленням, де на Фіг.1 зображено: 1 - блок детектування випромінювання, 2 - блок пам'яті, 3 - блок вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру, 4 - блок вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру, 5 - арифметичний блок кількості заряду накопичення рентгенівського кадру, 6 - блок обробки зображення, 7 - арифметичний блок періоду накопичення компенсуючого кадру, 8 - блок управління, 9 - блок обробки зображення з компенсацією, 10 - блок вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру, 11 - рентгенівське джерело, 12 - блок контролю, 13 - блок накалу катода, 14 - блок регулювання напруги анода, 15 - комутатор часу, 16 - блок керування і контролю параметрів рентгенівського джерела, 17 - блок рентгенівського експонетра, 18 - детектор рент-

генівського експонетра, 19 - рентгенографічний комплект, 20 - фосфор, 21 - фотоелектричний перетворювальний елемент, 22 - перемикаючий елемент, 23 - схему зчитування, 24 - аналого-цифровий перетворювач, 25 - схема збудження, 26 - дисплей, 27 - оператор, 28 - консольний блок, 29 - блок управління рентгенографії, 30 - пам'ять характеристики темного струму, 31 - рентгенівський промінь, 32 - об'єкт дослідження.

Оператор 27 може виконувати різні налаштування з консольного блоку 28, такі як умови рентгенографії (фотозйомка, рухоме зображення, напруга трубки, струм трубки, часовий період випромінювання тощо), час рентгенографії, умови обробки зображення, ідентифікатор об'єкта, спосіб обробки отриманого зображення і т.д.

Умови рентгенографії, основані на одній з інструкцій оператора 27, яка вводиться через консольний блок 28, та інструкції інформаційної системи випромінювання передаються блоком 8 управління в блок 29 управління рентгенографії для управління послідовністю рентгенографії.

На підставі цих інструкцій блок 29 управління рентгенографії приводить в дію рентгенівське джерело 11, як джерело випромінювання, блок 16 керування і контролю параметрів рентгенологічного випромінювання та блок 1 детектування випромінювання, отримує дані зображення і передає їх у блок 6 обробки зображення.

Блок 16 керування і контролю параметрів рентгенологічного джерела з допомогою блоку 12 контролю проводить контроль роботи блоку 13 накалу катода, блоку 14 регулювання напруги анода і комутатор 15 часу. Блоки 13 накалу катода та 14 регулювання напруги анода задає робочі струм і напругу на рентгенівській трубці, від яких залежать інтенсивність рентгенівського випромінювання, що падає на рентгенографічний комплект 19. Комутатор 15 часу регулює час проведення дослідження. При знімку, час витримки є важливим параметром, оскільки визначає динамічну складову нерізкості зображення рухомих досліджуваних органів.

Рентгенівський джерело 11 включає в себе рентгенівську трубку і рентгенівську діафрагму. Рентгенівська трубка приводиться в дію за допомогою джерела живлення високої напруги, керованого блоком 29 управління рентгенографії, і вона випромінює рентгенівський промінь 31. Рентгенівська діафрагма приводиться в дію блоком 29 управління рентгенографії, і вона надає форму рентгенівського променя 31 в залежності від зміни в області рентгенографії, так щоб запобігти зайвому рентгенівському випромінюванню.

Рентгенівський промінь 31, що випромінюється з рентгенівського джерела 11, спрямовується на об'єкт 32, що лежить на стенді (не показаний), який прозорий для рентгенівського випромінювання. Рентгенографічний стенд приводиться в дію на основі інструкції блоку 29 управління рентгенографії. Рентгенівський промінь 31, що випромінюється на об'єкт 32, проникає в об'єкт 32 і рентгенографічний стенд і, далі, входить до блоку 1 детектування випромінювання.

За об'єктом 32 знаходиться детектор 18 рентгенівського експонетра і рентгенографічний

комплект 19, який містить касету, екран і плівку. Детектор 18 рентгенівського експонетра реєструє дозу випромінювання, що падає на рентгенологічний комплект і формує сигнал на відключення високої напруги на рентгенівській трубці після проходження через приймач дози випромінювання, відповідної заданому рівню почорніння фотоматеріалу.

Блок 1 детектування випромінювання містить решітку (не показана), фосфор 20, фотоелектричний перетворювальний елемент 21, перемикаючий елемент 22, схему 23 зчитування, аналого-цифровий перетворювач (АЦП) 24, схему 25 збудження і вимірювач кількості рентгенівського опромінення (не показаний). Згадана решітка знижує дію розсіювання рентгенівського випромінювання, яке виникає після проникнення рентгенівського променя 31 в об'єкт 32.

Фосфор 20, як перетворювач довжини хвилі, поглинає рентгенівський промінь, який проникає в об'єкт 32, збуджує центр випромінювання світла у фосфорі 20 і випромінює видиме світло. Тобто фосфор 20 перетворює довжину хвилі падаючого рентгенівського випромінювання. Видиме світло, що випромінюється із фосфору 20, направляється на фоточутливу поверхню фотоелектричного перетворюючого елемента 21, розташованого на ізолюючій підкладці, і перетворюється фотоелектричним чином. Далі, заряди сигналу, що перетворені фотоелектричним чином надаються в схему 23 зчитування через перемикаючий елемент 22, також розташований на ізолюючій підкладці, і перетворюються в сигнал напруги за допомогою інтегруючого підсилювача схеми 23 зчитування. Сигнал напруги, перетворений за допомогою інтегруючого підсилювача схеми 23 зчитування, перетворюється з аналогового сигналу в цифровий сигнал за допомогою АЦП 24 і передається назовні з блоку 1 детектування випромінювання. Схема 25 збудження приводить в дію фотоелектричний перетворювальний елемент 21, перемикаючий елемент 22 і схему 23 зчитування на основі інструкцій від блоку 29 управління рентгенографії, і таким чином виконується операція зчитування сигналу.

Блок 6 обробки зображення виконує корекцію даних зображення (що компенсує корекцію, корекцію білого кольору, корекцію дефектів), просторову фільтрацію, рекурсивний процес і т.п. в реальному масштабі часу і, пізніше, він може виконати процес градації, корекцію лінії розсіювання, різні типи процесів просторової частоти і т.п. Зображення, оброблене в блоці 6 обробки зображення, відображається на дисплеї 26. Одночасно з обробкою зображення в масштабі реального часу основне зображення, в якому була виконана тільки корекція даних, зберігається в блоку 2 пам'яті.

Світловий вихід, який виходить шляхом випромінювання і виконання рентгенографії (зображення випромінювання, отримане шляхом введення випромінювання), називається рентгенівським кадром, а темновий вихід, який виходить шляхом виконання рентгенографії без випромінювання, називається компенсуючим кадром.

Блок 29 управління рентгенографії подає команду в схему 25 збудження в блоці 1 детектування випромінювання. Схема 25 збудження, яка прийняла команду, подає напруги до ланцюга V_s зміщення, вентильний ланцюга V_g і ланцюги V_{ref} еталонної потужності схеми 23 зчитування, відповідно. Внаслідок подачі напруги до вентильного ланцюга V_g перемикаючий елемент 22 включається, напруга ($V_s - V_{ref}$) подається до фотоелектричного перетворювального елемента 21, і досягається стан, коли може бути виконано фотоелектричне перетворення.

При холостому ході для скидання накопичуваних зарядів через темновий струм, що генерується внаслідок прикладання напруги зсуву до фотоелектричного перетворювального елемента 21, до вентильного ланцюга V_g періодично застосовуються імпульси, за допомогою чого включається перемикаючий елемент 22.

Блок 29 управління рентгенографії надає час t_{is} , який вказує, коли напруга зсуву подається на фотоелектричний перетворювальний елемент 21 блоку 1 детектування випромінювання, до блоку 4 вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру і блок 3 вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру в якості часу початку холостого ходу. Блок 4 вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру і блок 3 вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру зберігають наданий час t_{is} початку роботи холостого ходу.

Далі блок 29 управління рентгенографії надає час (час скидання темнового струму) t_{xs} , яке вказує, коли перемикаючий елемент 22 перемикається з положення ВКЛ у позицію ВИКЛ безпосередньо перед включенням перемикача рентгенівського випромінювання, до блоку 4 вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру в якості часу завершення холостого ходу. Попри це, блок 29 управління рентгенографії надає час t_{xs} до блоку 10 вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру в якості часу початку накопичення рентгенівського кадру. Блок 4 вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру зберігає наданий час t_{xs} завершення холостого ходу, а блок 10 вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру зберігає наданий час t_{xs} початку накопичення рентгенівського кадру.

Блок 4 вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру обчислює період T_{xi} ($=t_{xs} - t_{is}$) холостого ходу рентгенівського кадру на основі часу t_{is} початку і часу t_{xs} завершення холостого ходу і виводить цей період. Блок 4 вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру відповідає першому блоку вимірювання періоду часу. Оскільки процес арифметичної операції здійснюється блоком 4 вимірювання періоду холостого ходу рентгенівського кадру паралельно процесу рентгенографії, навіть протягом процесу арифметичної операції, рентгенівське випромінювання випускається, і після завершення випромінювання блок 1 детектування випромінювання перемикає режим роботи в режим зчитування рентгенівського кадру.

При зчитуванні рентгенівського кадру, шляхом включення перемикаючого елемента 22 за допомогою подачі напруги до вентильного ланцюга V_g заряду в фотоелектричному перетворювальному елементі 21 виводяться за допомогою схеми 23 зчитування, перетворюються в цифровий сигнал за допомогою АЦП 24 і передаються в блок 6 обробки зображення.

При зчитуванні рентгенівського кадру кількість зарядів, що виводяться з фотоелектричного перетворюючого елемента 21, дорівнює сумі кількості Q_{wx} заряду накопичення темнового струму та кількості Q_x заряду рентгенівського випромінювання. Кількість Q_{wx} заряду накопичення темнового струму позначає кількість зарядів, які накопичуються внаслідок темнового струму згідно характеристики темнового струму фотоелектричного перетворюючого елемента 21. Кількість Q_x заряду рентгенівського випромінювання позначає кількість зарядів, отриманих шляхом фотоелектричного перетворення рентгенівського випромінювання.

Далі, оскільки перемикаючий елемент 22 перемикається з положення ВКЛ у позицію ВИКЛ, передача зарядів, накопичених у фотоелектричному перетворювальному елементі 21, завершується і зчитування рентгенівського кадру завершується. На цьому етапі блок 29 управління рентгенографії надає час t_{xe} , яке вказує, коли перемикаючий елемент 22 перемикається з положення ВКЛ у позицію ВИКЛ, до блоку 10 вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру в якості часу завершення зчитування рентгенівського кадру. Блок 10 вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру зберігає наданий час t_{xe} завершення зчитування рентгенівського кадру. Блок 10 вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру обчислює період T_x ($=t_{xe} - t_{xs}$) накопичення рентгенівського кадру на підставі часу t_{xs} початку накопичення і часу t_{xe} завершення зчитування рентгенівського кадру і виводить цей період. Блок 10 вимірювання періоду накопичення рентгенівського кадру відповідає другому блоку вимірювання періоду часу.

Після завершення зчитування рентгенівського кадру арифметичний блок 5 кількість заряду накопичення рентгенівського кадру обчислює і прогнозує кількість Q_{wx} заряду накопичення темнового струму рентгенівського кадру шляхом використання періоду T_{xi} холостого ходу, періоду T_x накопичення рентгенівського кадру і характеристики темнового струму, що зберігається у пам'яті 30 характеристики темнового струму. Пам'ять 30 характеристики темнового струму відповідає блоку пам'яті 2.

Блок 29 управління рентгенографії надає час t_{ws} завершення зчитування рентгенівського кадру в блок 3 вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру в якості часу початку накопичення компенсуючого кадру. Блок 3 вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру зберігає наданий час початку накопичення компенсуючого кадру.

Блок 3 вимірювання періоду холостого ходу компенсуючого кадру обчислює період T_{wi} холостого ходу компенсуючого кадру на підставі часу

(часу початку холостого ходу) t_{is} , яке вказує, коли напруга зсуву подається на фотоелектричний перетворювальний елемент 21, і часу t_{ws} початку накопичення компенсуючого кадру.

Далі, арифметичний блок 7 періоду накопичення компенсуючого кадру обчислює період T_w накопичення компенсуючого кадру, використовуючи кількість Q_{wx} заряду накопичення темного струму рентгенівського кадру.

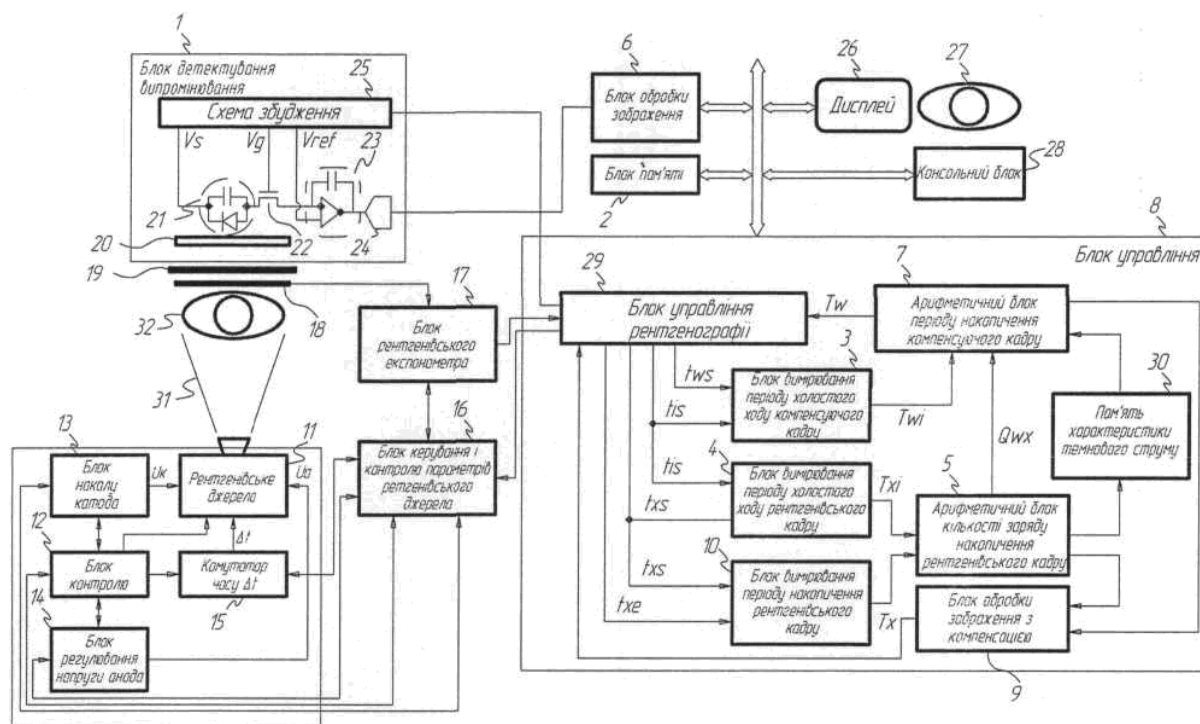
Арифметичний блок 7 періоду накопичення компенсуючого кадру виводить обчислений період T_w накопичення компенсуючого кадру в блок 29 управління рентгенографії. Після закінчення періоду T_w накопичення компенсуючого кадру блок 29 управління рентгенографії спрямовує команду початку зчитування компенсуючого кадру в блок 1 детектування випромінювання. Блок 1 детектування випромінювання, який прийняв цю команду, зчитує компенсуючий кадр. Оскільки зчитування компенсуючого кадру виконується аналогічно зчитування рентгенівського кадру, його опис опущено.

Після завершення зчитування компенсуючого кадру обраховані дані компенсуючої корекції пе-

редаються в блок 6 обробки зображення. Блок 6 обробки зображення виконує процес віднімання (компенсує корекцію) у вигляді (рентгенівське зображення) - (дані компенсуючої корекції), виконує необхідну обробку зображення, таку як корекцію посилення і т.п., і надає можливість відображення відкоригованого зображення на дисплеї 26.

Введення додаткових блоків рентгенівського експонетра, накалу катода, контролю, регулювання напруги анода, комутатора часу, керування і контролю параметрів рентгенівського джерела, детектора випромінювання та рентгенологічного комплексу в складі касети, підсилюючих екранів та плівки в їх взаємозв'язку дозволило значно розширити функціональні можливості в взаємодії цифрових та плівкових технологій, зменшити дозову навантаження на пацієнта до 0,1мР, автоматизувати процес налаштування та тестового контролю апарату в процесі формування та отримання зображення.

Таким чином винахід дозволяє знизити дозову навантаження, отримувати якісну рентгенографію без збільшення вартості та розмірів приладу.



Фіг.1