

УДК 615.471.03

О.Д. Рудий, студент гр. БП-61, к.т.н., доц. Терещенко М.Ф.

КПІ ім. Ігоря Сікорського

ПРИНЦИПИ МОНІТОРИНГУ РІВНЯ ЕКСПОЗИЦІЙНОЇ ДОЗИ В РЕНТГЕНОДІАГНОСТИЦІ

Анотація. У роботі розглядається принципи моніторингу в діагностичних та терапевтичних комплексах з ціллю оцінки рівня поглиненої дози, яку отримує пацієнт при встановленні діагнозу та лікуванні. Проаналізовані основні шляхи перевищення значення радіаційного виходу рентгенівського випромінювача в медичних рентгенівських діагностичних апаратів (РДА), що не оснащені автоматизованими експонетрами. В статті приведена розроблена структурна схема оцінки параметрів опромінення та математичні вирази для обробки інформації.

Ключові слова: Рентгенодіагностика, дозиметрія, експозиційна доза, клінічний дозиметр.

ВСТУП

Рентгенологічні обстеження (РО) є одними з найбільш поширених в сучасній медицині. Рентгенівське випромінювання (РВ) таких РДА, використовується для отримання тіньового зображення внутрішніх органів, профілактичних обстежень в флюорографії, отримання зрізів біологічних тканин, органів та систем в комп'ютерній томографії, а судинної сітки в ангіографії. До 70% всіх уточнених медичних діагнозів ставлять або підтверджують, в основному, за допомогою рентгенівських досліджень. Отримані тіньові зображення внутрішніх органів людини при дії РВ допомагають не просто правильно, діагностувати хворобу, а також визначити точні розміри і розташування уражених нею ділянок, стадію розвитку захворювання і рівень загрози патології. Однак для встановлення точного діагнозу при мінімальному променевому навантаженні потрібна ефективна, чітка система калібрування випромінюючого тракту, для отримання стабільної та мінімально нормованої дози рентгенівського випромінювання [1].

АНАЛІЗ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМ МОНІТОРИНГУ РЕНГЕНІВСЬКИХ ДІАГНОСТИЧНИХ АПАРАТІВ

Так як рентгенівське випромінювання небезпечно в високих дозах, що може привести до променевих захворювань, то необхідно контролювати дозу опромінення і частоту проведення процедур. У законодавстві більшості країн Європи прописані нормативи захисту людини під час проведення медичної діагностики і терапії. Забороняється ввозити, виробляти і вводити в експлуатацію рентгенівські діагностичні апарати (РДА) без пристрою для автоматичного контролю експозиції та дози. Доза опромінення, отримана пацієнтом при медичному втручанні повинна зберігатися в архівах медичних установах протягом 50 років.

Такі нормативи є доцільні оскільки більшість діючих РДА у нашій країні встановленні більше 10 років тому. Через це не усі проходять процедуру точного калібрування високовольтного генератору завчасно, а деякі можуть виходити з робочого стану раніше часу перевірки, що встановлено у регламенті [2].

АЛГОРИТМ ВИМІРЮВАНЬ ПАРАМЕТРІВ РЕНГЕНІВСЬКИХ ДІАГНОСТИЧНИХ АПАРАТІВ

Для проведення вимірювань з метою визначення радіаційного виходу рентгенівських випромінювачів медичних рентгенодіагностичних апаратів можуть використовуватися дозиметри рентгенівського випромінювання придатні для вимірювання поглинутої (експозиційної) дози рентгенівського випромінювання в діапазоні анодних напруг рентгенівських випромінювачів від 30 до 150 кВ і допускають можливість проведення вимірювань при потужності дози до 10 Гр/ч.

Найбільш зручно проводити вимірювання з використанням рентгенівських дозиметрів на основі прохідних іонізаційних камер, напівпровідникових детекторів або універсальних приладів для контролю експлуатаційних параметрів медичних рентгенівських апаратів.

При проведенні вимірювань датчик дозиметричного приладу розміщується на осі пучка рентгенівського випромінювання на відстані 1 м від фокуса рентгенівської трубки, а поле опромінення встановлюється так, щоб воно повністю охоплювало датчик дозиметричного приладу. Якщо датчик приладу неможливо встановити на відстані 1 м, його розміщують, як можна далі від фокуса рентгенівської трубки і зафіксувати відстань від фокуса трубки до центру датчика (центри прохідної іонізаційної камери і напівпровідникового детектора).

На рентгенівському апараті встановлюються необхідні параметри експозиції, проводиться його включення і фіксуються показання дозиметричного приладу. При цьому час експозиції вибирається так, щоб статистична похибка вимірної величини не перевищувала 10%. Якщо час одноразової експозиції недостатньо, її повторюють необхідну кількість разів, фіксуючи сумарний час експозиції.

Процедура контролю проводиться по структурній електричній схемі на рис.1. Датчик виміру 1 рентгенівського випромінювання встановлюється в процедурній кімнаті 2 на РДА 3 на склі діафрагми 4 так, щоб його центр співпадав з центром вихідного вікна.

Дозиметр 5, фотопідсилювач 6 та мультиметри 9,11,13 розміщуються в кімнаті управління 7 та з'єднувалися згідно зі схемою за допомогою малошумного завадозахисного електричного кабелю 8.

За допомогою спеціалізованого мультиметра 9 типу VC921A, чи іншого цього ж класу, здійснюється дистанційне вимірювання значення напруги UD сигналу, яка прямопропорційна потужності експозиційної дози E рентгенівського випромінювання, після чого розрахунковим шляхом визначалося теоретичне значення радіаційного виходу R рентгенівського випромінювача по формулам (5,6). Підключений безпосередньо до датчика рентгенівського випромінювання радіометр «Прип'ять» показує фактичне значення потужності експозиційної дози X випромінювача. Через цей параметр X за формулою (7) отримуємо фактичний радіаційний вихід рентгенівського випромінювача R_e .

Таким чином порівнюючи фактичне і теоретичне значення радіаційного виходу можна визначити похибку виконання установки анодної напруги

рентгенівської трубки РДА, яку необхідно враховувати та виключати при роботі з апаратом.

Вимірювання анодного струму рентгенівської трубки генераторного пристрою 10 здійснювалося з використанням цифрового мультиметра 11 типу FLUKE 8050A, чи іншого цього ж класу, встановлюючи межу вимірювання постійного струму 200мА.

Додатковий контроль точності встановлення установки анодної напруги сигналу зворотного зв'язку з генераторного пристрою 10 відбувається через плату управління джерела живлення 12 за допомогою цифрового мультиметра 13 типу VC9808 + , чи іншого цього ж класу, з установкою граничного напруги 20В.

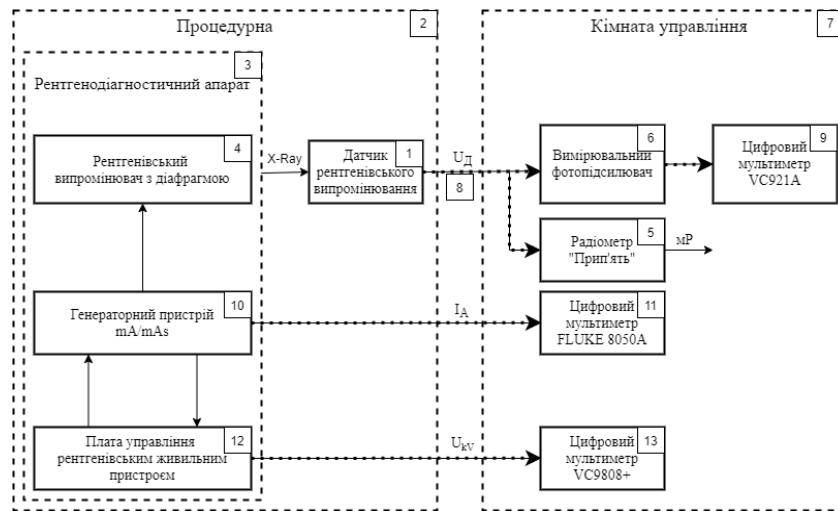


Рис. 1 Структурна електрична схема апаратури контролю радіаційного виходу рентгенівського випромінювача

Рентгенодіагностичний апарат вмикається за наступними параметрами роботи: анодна напруга - 100кВ; анодний струм - 50мА; тривалість експозиції - 4с; шторки діафрагми - розкриті повністю - мінімум 3 рази з наступним обчисленням середнього значення параметра [3]

Після отриманні значень фактичних параметрів $U_d, I_A, U_{кв}, X$, можна обрахувати необхідні результатів за наступними законами:

Для переходу від одних одиниць вимірювання радіаційного виходу до інших слід використовувати співвідношення:

$$1 мР \times м^2 / (мА \times с) = 0,53 мГр \times м^2 / (мА \times хв.) \quad (1)$$

$$1 мГр \times м^2 / (мА \times хв.) = 1,89 мР \times м^2 / (мА \times с) \quad (2)$$

Радіаційний вихід рентгенівського випромінювача скануючого з рентгенографічного апарату чи флюорографа R вимірюється в $мГр \times кв.м / мА$ або в $мР \times кв.м / мА$. Для переходу від цих одиниць до інших слід використовувати загальноприйняті співвідношення:

$$1 мР \times м^2 / мА = 0,0088 мГр \times м^2 / мА \quad (3)$$

$$1 мГр \times м^2 / мА = 113,6 мР \times м^2 / мА \quad (4)$$

Ефективна доза E , що отримав пацієнт за результатами вимірювання радіаційного виходу визначається з використанням співвідношення:

$$E = R \times I \times K, \text{ мкЗв} \quad (5)$$

де: R - радіаційний вихід рентгенівського випромінювача в $\text{мР} \times \text{м}^2 / \text{мА}$;
 I - анодний струм рентгенівської трубки в мА ;
 K - дозовий коефіцієнт в $\text{мкЗв} / (\text{мР} \times \text{м}^2)$.

Радіаційний вихід рентгенівського випромінювача R_n за результатами проведених вимірювань потужності поглиненої дози D мГр/год при анодному струмі рентгенівської трубки I мА на відстані r в метрах від її фокуса:

$$R_n = \frac{D \times r^2}{60 \times I}, \left[\frac{\text{мГр} \times \text{м}^2}{\text{мА} \times \text{хв}} \right] \quad (6)$$

Обрахування радіаційного виходу рентгенівського випромінювача R_e за результатами вимірювань потужності експозиційної дози X мР/ч при анодному струмі рентгенівської трубки I мА на відстані r в метрах від фокуса згідно виразу:

$$R_e = \frac{X \times r^2}{3600 \times I}, \left[\frac{\text{мР} \times \text{м}^2}{\text{мА} \times \text{с}} \right] \quad (7)$$

А радіаційний вихід рентгенівського випромінювача R_e за результатами проведених вимірювань поглинутої дози D мГр при експозиції (кількості електрики) рентгенівської трубки J мА \times с на відстані r в метрах від її фокуса :

$$R_e = \frac{60 \times D \times r^2}{J}, \left[\frac{\text{мГр} \times \text{м}^2}{\text{мА} \times \text{хв}} \right] \quad (8)$$

Тоді як значення радіаційного виходу рентгенівського випромінювача R_e за результатами вимірювань експозиційної дози X мР при експозиції (кількості електрики) рентгенівської трубки J мА \times с на відстані r в метрах від її фокуса:

$$R_e = \frac{X \times r^2}{J}, \left[\frac{\text{мР} \times \text{м}^2}{\text{мА} \times \text{с}} \right] \quad (9)$$

Для отримання радіаційного виходу рентгенівського випромінювача R_n^c за результатами проведених вимірювань поглинутої дози D мГр за одне сканування при анодному струмі рентгенівської трубки I мА на відстані r м від її фокуса:

$$R_n^c = \frac{D \times r^2}{I}, \left[\frac{\text{мГр} \times \text{м}^2}{\text{мА}} \right] \quad (10)$$

При цьому радіаційний вихід рентгенівського випромінювача R_e^c за результатами проведених вимірювань експозиційної дози X мР за одне сканування при анодному струмі рентгенівської трубки I мА на відстані r м від її фокуса відповідає вираз:

$$R_e^c = \frac{X \times r^2}{I}, \left[\frac{\text{мР} \times \text{м}^2}{\text{мА}} \right] \quad (11)$$

Така система виміру параметрів та обробки параметрів дозволяє істотно підвищити точність та ефективність рентгенодіагностики. [4]

ВИСНОВКИ

У роботі розглядаються проблеми при роботі з рентгенодіагностичною апаратурою, а саме встановлення рівня експозиційної дози. Приведена схема системи моніторингу гамма випромінювання, що включає блоки контролю дози опромінення. Для отриманих значень знятих з запропонованого приладу приведені формули для обробки параметрів РДА, що дозволять контролювати значення дози при проведенні рентгенодіагностичних обстежень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Н.Ф. Терещенко, П.А. Усачев, Е.Ю. Григорьева «Влияние ионизирующего излучения на человека и его использование в медицине» Оптико-электронные информационно-энергетичные технологии. -2009.- № 1(17) .- С. 154-159. <http://dspace.nbuv.gov.ua/handle/123456789/32233>
- [2] М. Ф. Терещенко, О.В. Христовий «Моделювання мінімальної напруги на рентгенівській трубці», Вісник НТТУ «КПІ» . Серія ПРИЛАДОБУДУВАННЯ. - 2012.- № 43.- С. 80-87.
- [3] Кузьмин С.А, Зель Ю.Э, Анцибор С.В. Опыт проведения контроля радиационного выхода медицинских рентгенодиагностических аппаратов. // Известия ТулГУ. Технические науки. – 2015. – №7. – С. 257–261.
- [4] ИОНИЗИРУЮЩЕЕ ИЗЛУЧЕНИЕ, РАДИАЦИОННАЯ БЕЗОПАСНОСТЬ [Электронный ресурс]. – 2007. – Режим доступа до ресурсу: <https://files.stroyinf.ru/Data2/1/4293750/4293750685.htm>.

Наук. керівник – к.т.н., доцент Терещенко М.Ф.