УДК 621.38

О.А. КОЗИНА, канд. техн. наук, ***Д.Н. КОЗИН,***
В.Д. РЫЖИКОВ, д-р физ.-мат. наук

ВОЗМОЖНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ДВУХЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ ДЕТЕКТОРОВ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ ВРЕМЕНЕМ ЭКСПОЗИЦИИ В МЕДИЦИНСКИХ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

У статті показана можливість використання двохенергетичного детектування під час визначення тривалості експозиції у рентгенографії. Розроблена структура блоків детектування типу сцинтилятор-фотодіод на базі критерієв вибору оптимального класу сцинтилятору. Розроблена блок-схема автоматичного експонометру.

Possibility of multi-energy detection using for expose time determination in X-ray diagnostics are demonstrated. Structure of detection block with scintillator-photodiod type is developed based on choice criterion of optimal class of scintillator. Block-scheme of automatic expose rate measurer is developed.

Постановка проблемы. Вклад медицинского облучения в коллективную дозу облучения населения достигает 30% и формируется за счет диагностических и профилактических рентгенологических медицинских исследований, охватывающих все возрастные группы населения. Одной из важнейших предпосылок уменьшения лучевых нагрузок на пациентов является организация системы контроля и учета доз медицинского облучения. Такая система должна уравновешивать уровни эффективной дозы рентгеновского облучения с возможным уровнем облучения, необходимым для получения максимума полезной диагностической информации [1].

Эффективная доза – величина, используемая как мера риска возникновения отдельных последствий облучения во всем теле человека и в отдельных его органах и тканях с учетом их радиочувствительности. Значения эффективной дозы на практике не могут быть непосредственно измерены. Для их определения проводятся сложные расчеты технических характеристик рентгеновской аппаратуры, например, напряжения на аноде рентгеновской трубки, толщины фильтра выбранного материала или спектр рентгеновского излучения, геометрических характеристик области исследования и дозиметрических характеристик, например, радиационного выхода рентгеновского излучателя и экспозиции. Область диагностических рентгенологических исследований, возраст и конституция пациента определяют выбор напряжения на рентгеновской трубке, фильтра и материала анода трубки. При выборе величин анодного тока и времени экспозиции исходя только из графиков для конкретного типа пленок не учитываются действительные характеристики излучения, что приводит к возникновению недо- и переэкспонированию, т.е. к потере диагностической информации и, следовательно, к необходимости в повторном исследовании или к пропуску в

биообъекте патологий. Поэтому измерение мощности дозы и автоматическое экспонирование при рентгеновском исследовании существенно улучшает качество диагностики. Для определения точного времени экспозиции, при котором обеспечивается минимальная доза облучения пациента для достижения максимально качественного рентгеновского снимка, необходимо знать спектральный состав рентгеновского излучения, либо показатель, его характеризующий.

Анализ литературы. В экспонометрии раньше старались получить наиболее близкую зависимость чувствительности детекторов к чувствительности пленки [2, 3]. В настоящее время в связи с невозможностью сделать универсальный детектор для всех возможных типов применяемых пленок и люминесцентных экранов, приоритетным методом стало измерение пространственного распределения мощности дозы за биообъектом. Для контроля мощности дозы в отдельных точках диагностической области используют различные матрицы и экраны [4]. Использование в блоках регистрации рентгеновского излучения детекторов с разной энергетической зависимостью по чувствительности позволяет получить максимально контрастные изображения биообъектов с разными атомными номерами для разделения костей и мягких тканей [5, 6].

Цель работы. Обосновать выбор типа сцинтиллятора и конструкции двухэнергетического детектора в разработанной схеме экспонометра для медицинской рентгенографии.

Теоретическое обоснование. Совокупность требований, предъявляемых к детекторам для медицинской рентгенографии, включает высокую чувствительность, стабильность энергетических характеристик, линейность характеристик в динамическом диапазоне не менее 10^4, а также отсутствие фотопамяти с точностью не более 0,1% через 5 – 20 мс [7]. Поэтому из твердотельных детекторов типа полупроводниковый детектор, сцинтиллятор-ФЭУ и сцинтиллятор-фотодиод для качественной экспонометрии следует выбирать последнюю структуру.

Пусть на исследуемый биообъект падает поток квантов рентгеновского излучения с плотностью потока $N(E)$ и перед детектором стоит фильтр, тогда плотность потока квантов, прошедших фильтр и биообъект будет равна

$$N_{\Phi}(E) = N(E)e^{-\mu_O(E)d_O}e^{-\mu_{\Phi}(E)d_{\Phi}}, \qquad (1)$$

где $\mu_O(E)$ – линейный коэффициент ослабления в биообъекте; $\mu_{\Phi}(E)$ – линейный коэффициент ослабления в фильтре; d_O – толщина биообъекта; d_{Φ} – толщина фильтра. На площади 1 см^2 детектора поглощается

$$N_{\text{ДЕТ}}(E) = N_{\Phi}(E)(1 - e^{-\mu_{\text{СЦ}}(E) d_{\text{СЦ}}}) \frac{\gamma_{\text{СЦ}}(E)}{\mu_{\text{СЦ}}(E)} \text{ [}\gamma\text{-квантов/с]}, \quad (2)$$

где $\mu_{\text{СЦ}}(E)$ – линейный коэффициент ослабления в сцинтилляторе; $\gamma_{\text{СЦ}}$ – коэффициент электронного преобразования сцинтиллятора; $d_{\text{СЦ}}$ – толщина сцинтиллятора. Следовательно, поток энергии, поглощаемый на площади 1 см^2 сцинтилляционного детектора равен

$$E_{\text{ДЕТ}} = 1{,}6 \cdot 10^{-19} \int_0^{E_{\max}} N_{\text{ДЕТ}}(E) E dE \text{ [Вт/см2]}, \quad (3)$$

где E – энергия γ-кванта [эВ], а ток в фотодиоде:

$$I_{\text{ДЕТ}} = E_{\text{ДЕТ}} \eta_{\text{СЦ}} K_{\text{СВ}} K_{\text{СБОР}} S_{\text{СЦ}} \eta_{\text{ФД}}, \quad (4)$$

где $\eta_{\text{СЦ}}$ – конверсионная эффективность сцинтиллятора; $\eta_{\text{ФД}}$ – квантовый выход фотодиода; $S_{\text{СЦ}}$ – площадь сцинтиллятора в см^2; $K_{\text{СБОР}}$ – коэффициент светособирания в сцинтилляторе; $K_{\text{СВ}}$ – коэффициент спектрального согласования излучения сцинтиллятора и чувствительности фотодиода в А/Вт, который можно вычислить по формуле

$$K_{\text{СВ}} = \frac{\int_0^{\infty} I_{\text{СЦ}}(\lambda) K_{\text{ФД}}(\lambda) d\lambda}{\int_0^{\infty} I_{\text{СЦ}}(\lambda) d\lambda}, \quad (5)$$

где $I_{\text{СЦ}}(\lambda)$ – спектр высвечивания сцинтиллятора; $K_{\text{ФД}}(\lambda)$ – спектральная чувствительность фотодиода в А/Вт. Мощность дозы P_1 перед фильтром детектора определяется как

$$P_1 = \frac{1{,}6 \cdot 10^{-12}}{0{,}11} \int_0^{E_{\text{MAX}}} N_{\text{O}}(E) E \gamma_{\text{B}}(E) dE, \text{ [Р/с]}, \quad (6)$$

где γ_{B} – линейный коэффициент преобразования рентгеновского излучения в воздухе, см$^{-1}$; $1{,}6 \cdot 10^{-12}$ – энергетический эквивалент 1 эВ, ерг/эВ; 0,11 – энергетический эквивалент 1 Р в воздухе, эрг/(см^3·Р) [7].

Анализ приведенных выражений показывает, что при использовании двух детекторов с разными фильтрами, либо использование различных сцинтилляторов в двух детекторах позволит оценить отношение сигналов,

характеризующее спектральный состав излучения падающего на детектор. При использовании в экспонометре двух одинаковых детекторов, когда только один детектор используется с фильтром, отношение токов в фотодиодах двух детекторов будет оставаться постоянным при одном и том же значении анодного напряжения, т.к. плотность падающего на детектор потока прямо пропорциональна току на рентгеновской трубке. Пропорциональное увеличение тока на рентгеновской трубке приводит к соответствующему увеличению мощности дозы и пропорциональному увеличению токов обоих детекторов, что видно из выражения:

$$\frac{I_2}{I_1} = \frac{\int_0^{E_{\max}} N_{\text{ДЕТ2}}(E)EdE}{\int_0^{E_{\max}} N_{\text{ДЕТ1}}(E)EdE} = \frac{\int_0^{E_{\max}} N_{\text{ДЕ}T1}(E)e^{-\mu_{\Phi}(E)d_{\Phi}}EdE}{\int_0^{E_{\max}} N_{\text{ДЕТ1}}(E)EdE} =$$

$$= \frac{\int_0^{E_{\max}} N(E)e^{-\mu_{\text{О}}(E)d_{\text{О}}}e^{-\mu_{\Phi}(E)d_{\Phi}}(1-e^{-\mu_{\text{СЦ}}(E)d_{\text{СЦ}}})\frac{\gamma_{\text{СЦ}}(E)}{\mu_{\text{СЦ}}(E)}EdE}{\int_0^{E_{\max}} N(E)e^{-\mu_{\text{О}}(E)d_{\text{О}}}(1-e^{-\mu_{\text{СЦ}}(E)d_{\text{СЦ}}})\frac{\gamma_{\text{СЦ}}(E)}{\mu_{\text{СЦ}}(E)}EdE}. \quad (7)$$

Отношение (7) зависит от плотности распределения падающего на биообъект потока по энергиям γ-квантов, т.е. от напряжения на аноде и поглощения в биообъекте. Если известны материал анода и фильтра рентгеновской трубки, то можно отградуировать экспонометр по значениям напряжения на аноде и определять напряжение на аноде в любой момент времени. Это позволит более точно определять экспозицию для выбранного типа пленки для исследования объекта. Скорректировать дозу облучения биообъекта в ходе диагностического исследования позволит блок автоматического управления длительностью экспозиции на основании отношения токов в двух фотодиодах и мощности дозы измеренной одним детектором.

Результаты и обсуждение. Для практической реализации полученных теоретических результатов предлагается использовать схему экспонометра, представленную на рис. 1. На первом этапе экспонометр определяет предварительное значение времени экспозиции на основании измерения изменений анодного напряжения во времени без биообъекта и рентгеновской пленки. На втором этапе использования экспонометра проводится корректировка времени экспозиции в зависимости от характеристик биообъекта в реальном масштабе времени.

Отношение сигналов детекторов, полученное практически, представлено на рис. 2, и соответствует теоретическим расчетам (рис. 2) [8, 9]. Необходимо лишь подбирать материал и толщину фильтров перед детекторами в зависимости от используемого диапазона напряжений на трубке. Часто в медицинской рентгенографии используют медные или алюминиевые фильтры. В данном случае для 30 – 60 кВ – это 0,3 мм меди для одного детектора, 0,5 мм меди для второго детектора, для 60 – 150 кВ – это 0,5 мм меди для одного детектора, 0,9 мм меди для второго.

Сцинтиллятор для детектора выбирался на основе таких критериев:

– уровень послесвечения ≤ 0,05% через 10 мс и время высвечивания ≤ 20 мкс [9, 10]. Это необходимо для отслеживания изменения анодного напряжения в виде пульсаций, приводящих к уменьшению эффективного анодного напряжения. Основная причина пульсаций анодного напряжения – несовершенство выпрямления;

– радиационная стойкость более 10^6 рад для обеспечения долговечности работы детекторов в жестких условиях облучения;

– эффективное поглощение и преобразование рентгеновского излучения в диапазоне 15 – 150 кВ (см. рис. 3), что включает в себя высокую конверсионную эффективность, длина волны высвечивания сцинтиллятора должна лежать в диапазоне 500 – 900 нм для наилучшего согласования с *Si*-фотодиодом, а так же наилучшие условия светособирания в сцинтилляторе.

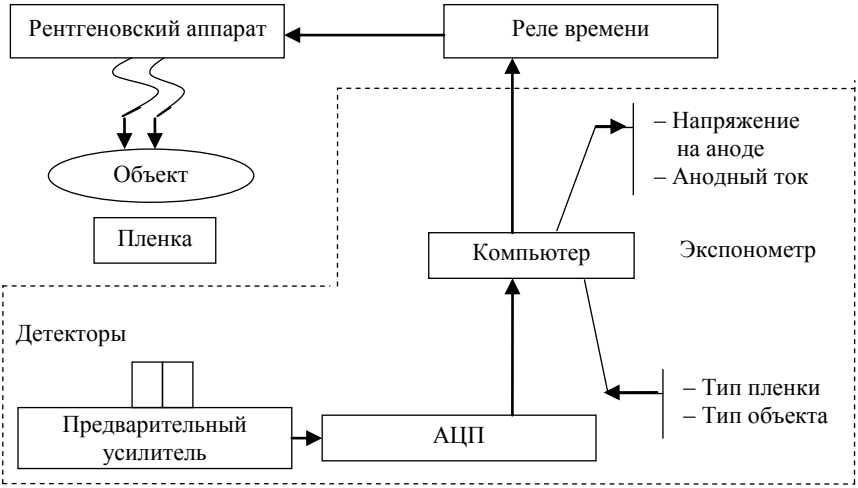

Рис. 1. Схема экспонометра

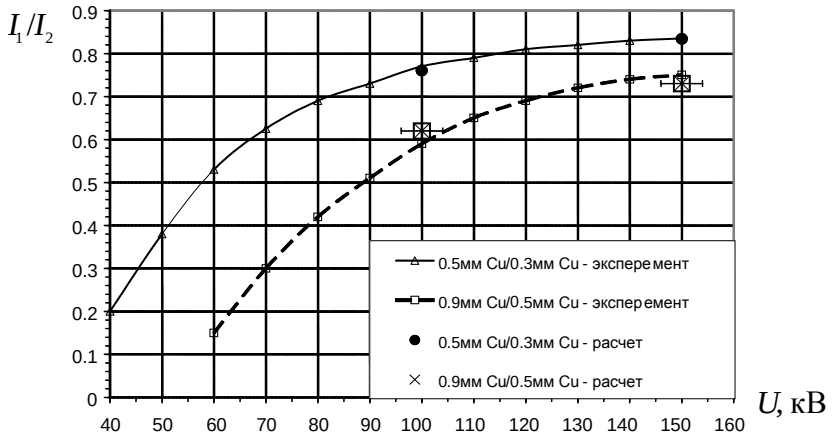

Рис. 2. Зависимость выходных токов детекторов от напряжения на рентгеновской трубке

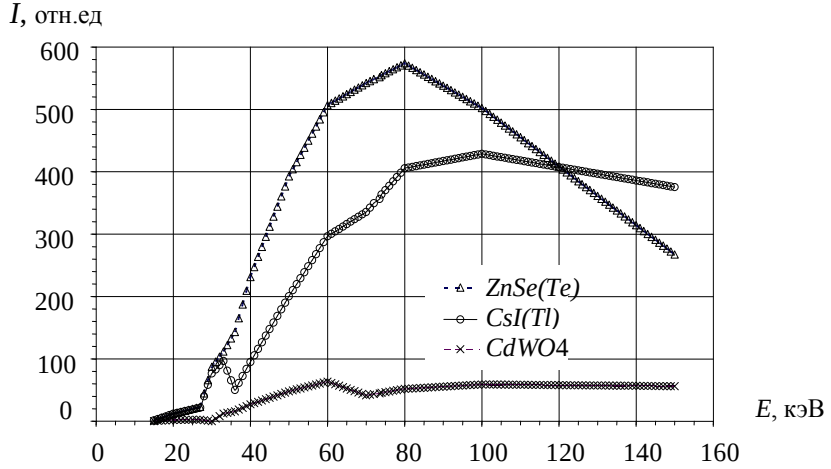

Рис. 3. Зависимость выходного сигнала детекторов от энергии гамма квантов

Наиболее подходящим сцинтиллятором оказался ZnSe(Te), имеющий лучшие характеристики по этим критериям (см. табл.).

Выводы. В данной работе показана возможность использования двухэнергетического детектирования рентгеновского излучения для определения длительности экспозиции. Это позволит определять не только мощность дозы, но и корректировать время экспозиции в зависимости от изменяющегося спектрального состава излучения на рентгеновских трубках

диагностических комплексов. На основании сформулированных критериев был выбран сцинтиллятор *ZnSe*(*Te*) для детекторов типа сцинтиллятор-фотодиод, что в свою очередь определило структуру двухэнергетического детектирования. Совпадение теоретических и практических результатов подтверждает целесообразность использования в блоке детектирования разработанного экспонометра двух одинаковых детекторов с медными фильтрами различной толщины перед детекторами.

Таблица

Характеристики сцинтилляционных кристаллов, используемых для детекторов типа сцинтиллятор-фотодиод

Параметр	ZnSe(Te)	$CdWO_4$	CsI(Tl)
Конверсионная эффективность	19,4	3,5	15
Световыход, %	120	20	100
Время высвечивания τ, мкс	5–7	5–9	1
Плотность, г/см^3	5,4	7,9	4,5
Эффективный атомный номер Z	33	66	52
Максимум излучения λ_m при 300 K, нм	610	490	550
Послесвечение,% (через 10 мс)	0,05	0,05	1–8
Коэффициент поглощения для λ_m, см$^{-1}$	0,1–0,3	0,02–0,05	0,05
Коэффициент преломления λ_m	2,4	2,25	1,8
Предел радиационной стойкости по рентгеновскому излучению, Рад	10^7	10^7	10^4

Список литературы: **1.** Методические указания по методам контроля МУК2.6.1.1797-03 "Контроль эффективных доз облучения пациентов при медецинских рентгенологических исследованиях" – М.: Минздрав РФ, 2004. **2**. Рентгенотехника: Справочник / Под. ред. В.В. Клюева. – М.: Машиностроение, 1980. – 431 с. **3.** *Рыжиков В.Д.* Сцинтилляционные кристаллы полупроводниковых соединений $A^{II}B^{VI}$. Получение, свойства, применение. – М.: НИИТЭХИМ, 1989. **4.** U.S. Patent 4,250,103, feb. 10, 1981. **5.** *Harrison's R.M.* Digital radiography – a review of detector design, NIM, 1991. – A310. – P. 24–34. **6.** *Barnes G.T., Sones R.A., Tesic M.M, Morgan D.R., Sanders J.N.* Detector for dual-energy digital radiography / Radiology. – August 1985. – Vol.156. – №. 2. – P. 537–540. **7.** *Добромыслов В.А., Румянцев С.В.* Радиационная интроскопия. – М: Атомиздат, 1972. – 352 с**. 8.** *Немец О.Ф., Гофман Ю.Ф.* Справочник по ядерной физике. – К.: Наукова думка, 1975**. 9**. *Атрощенко Л.В., Гринев Б.В. Рыжиков В.Д.* и др. Кристаллы сцинтилляторов и детекторы ионизирующих излучений на их основе / Под ред. проф. В.Д. Рыжикова – К.: Наукова думка, 1998. **10.** *Ryzhikov V., Kozin D., Grinev B., Lisetskaya E., Katrunov K., Kvyatnitskaya V., Chernikov V.* Scintillator-photodiode detectors for scanning introscopy with high-spatial resolution, NIM, A505. – 2003. – P. 58.

Поступила в редакцию 26.04.2006