МЕЖГОСУДАРСТВЕННЫЙ СОВЕТ ПО СТАНДАРТИЗАЦИИ, МЕТРОЛОГИИ И СЕРТИФИКАЦИИ
(МГС)
INTERSTATE COUNCIL FOR STANDARDIZATION, METROLOGY AND CERTIFICATION
(ISC)

МЕЖГОСУДАРСТВЕННЫЙ СТАНДАРТ

ГОСТ IEC 61262-5— 2011

Изделия медицинские электрические

ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИХ УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Часть 5

Определение квантовой эффективности регистрации

(IEC 61262-5:1994, IDT)

Издание официальное

Москва
Стандартинформ
2013

gost.e-ecolog.ru

Предисловие

Цели, основные принципы и порядок проведения работ по межгосударственной стандартизации установлены ГОСТ 1.0—92 «Межгосударственная система стандартизации. Основные положения» и ГОСТ 1.2—2009 «Межгосударственная система стандартизации. Стандарты межгосударственные, правила и рекомендации по межгосударственной стандартизации. Правила разработки, принятия, применения, обновления и отмены»

Сведения о стандарте

1 ПОДГОТОВЛЕН Федеральным государственным унитарным предприятием «Всероссийский научно-исследовательский институт стандартизации и сертификации в машиностроении» (ВНИИНМАШ)

2 ВНЕСЕН Федеральным агентством по техническому регулированию и метрологии (Росстандарт)

3 ПРИНЯТ Межгосударственным советом по стандартизации, метрологии и сертификации (протокол от 29 ноября 2011 г. № 40)

За принятие проголосовали:

Краткое наименование страны по МК (ИСО 3166) 004—97	Код страны по МК (ИСО 3166) 004—97	Сокращенное наименование национального органа по стандартизации
Беларусь	BY	Госстандарт Республики Беларусь
Казахстан	KZ	Госстандарт Республики Казахстан
Киргизия	KG	Кыргызстандарт
Россия	RU	Росстандарт
Таджикистан	TJ	Таджикстандарт
Узбекистан	UZ	Узстандарт

4 Приказом Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии от 13 декабря 2011 г. № 1295-ст межгосударственный стандарт ГОСТ IEC 61262-5—2011 введен в действие в качестве национального стандарта Российской Федерации с 1 января 2013 г.

5 Настоящий стандарт идентичен международному стандарту IEC 61262-5:1994 Medical electrical equipment — Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers — Part 5: Determination of the detective quantum efficiency (Изделия медицинские электрические. Характеристики электронно-оптических усилителей рентгеновского изображения. Часть 5. Определение квантовой эффективности регистрации).

Сведения о соответствии межгосударственных стандартов ссылочным международным стандартам приведены в дополнительном приложении ДА.

Степень соответствия — идентичная (IDT).

Стандарт подготовлен на основе применения ГОСТ Р МЭК 61262.5—99

6 ВВЕДЕН ВПЕРВЫЕ

Информация об изменениях к настоящему стандарту публикуется в ежегодном информационном указателе «Национальные стандарты», а текст изменений и поправок — в ежемесячном информационном указателе «Национальные стандарты». В случае пересмотра (замены) или отмены настоящего стандарта соответствующее уведомление будет опубликовано в ежемесячном информационном указателе «Национальные стандарты». Соответствующая информация, уведомление и тексты размещаются также в информационной системе общего пользования — на официальном сайте Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии в сети Интернет

© Стандартинформ, 2013

В Российской Федерации настоящий стандарт не может быть полностью или частично воспроизведен, тиражирован и распространен в качестве официального издания без разрешения Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии

Содержание

1 Область применения . . . 1
2 Нормативные ссылки . . . 1
3 Определения . . . 1
3.1 Используемые термины . . . 1
3.2 Степень обязательности требований . . . 2
4 Требования . . . 2
4.1 Исходные установки . . . 2
4.2 Условия работы УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ . . . 2
4.3 Входное ИЗЛУЧЕНИЕ . . . 3
4.4 ТЕСТ-ОБЪЕКТ . . . 3
4.5 Измерительное оборудование . . . 3
5 Определение КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ . . . 5
5.1 Подготовка . . . 5
5.2 Измерение . . . 5
5.3 Коррекция . . . 6
5.4 Определение . . . 6
6 Представление КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ . . . 6
7 Обозначение соответствия . . . 6
Приложение А (справочное) Указатель терминов . . . 7
Приложение В (справочное) Типовая схема проведения испытаний . . . 8
Приложение С (справочное) Типовой амплитудный спектр импульсных сцинтиляций . . . 9
Приложение ДА (справочное) Сведения о соответствии межгосударственных стандартов ссылочным международным стандартам . . . 10
Библиография . . . 11

Введение

Настоящий стандарт является прямым применением международного стандарта IEC 61262-5 «Изделия медицинские электрические. Характеристики электронно-оптических усилителей рентгеновского изображения. Часть 5. Определение квантовой эффективности регистрации», подготовленного Подкомитетом 62В «Аппараты для лучевой диагностики» Технического комитета МЭК 62 «Изделия медицинские электрические».

Определение КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ ($K_э$) — это измерение качества изображения системы, базирующееся на сравнении отношения сигнал/шум на выходе с отношением сигнал/шум на входе. Для линейных систем формирования изображений корректен анализ отношения сигнал/шум и $K_э$ как функции синусоидально изменяющихся сигналов.

В настоящем стандарте установлены детальные условия для определения ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКОГО УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ для близких к нулю пространственных и временных частот. Используемый метод основан на анализе спектра сцинтилляций (ССА).

ИСТОЧНИК ИЗЛУЧЕНИЯ на входе — радионуклид ^{241}Am, который предпочтительнее ИСТОЧНИКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ, так как радионуклидный источник свободен от дрейфа и периодических флуктуаций и испускает гамма-излучение в области энергий рентгеновского диапазона. Сигнал люминофора на выходе ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКОГО УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ интегрируется на площади, которая больше изображения источника.

Кроме того, метод ССА требует интегрирования практически всей энергии световых фотонов на выходе ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКОГО УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ, появившихся в результате поглощения одного фотона гамма-излучения. Эти характеристики являются результатом измерений вблизи нулевых как пространственных, так и временных частот.

Настоящий стандарт предполагает измерение $K_э$ только вблизи ЦЕНТРА ВХОДНОГО ПОЛЯ.

С другой стороны метод ССА не рекомендуется для ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИХ УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ с временем затухания выходного люминофора существенно большим, чем у люминофора Р-20. Обычно, когда фотон гамма-излучения поглощен, интенсивность светового импульса через 1 мс после начала импульса должна быть меньше 10 % максимальной интенсивности. Это означает, что временной интервал между началом импульса и максимумом интенсивности значительно меньше чем 1 мс. Так как метод ССА требует интегрирования излучения от каждого отдельного фотона гамма-излучения, то применение люминофоров с длительным временем затухания вызывает необходимость использования очень низких уровней скорости счета фотонов гамма-излучения, которые могут быть сравнимы со скоростью счета шумового фона.

Известно, что существуют другие методы измерений $K_э$, например, анализ вспышек импульсов, анализ среднего квадратического значения шума и имитация квантового поглощения в части физических характеристик ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКОГО УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ. Методы, которые обеспечивают корректные результаты измерения $K_э$ с точностью не хуже, чем при измерениях по методике настоящего стандарта, являются также применимыми.

В настоящем стандарте приняты следующие типы шрифтов:

- методы испытаний — курсив;
- термины, определяемые в пункте 3.1 и в приложении А настоящего стандарта, — прописные буквы.

В Российской Федерации действует ГОСТ 26141—84 «Усилители рентгеновского изображения медицинских аппаратов. Общие технические требования. Методы испытаний». ГОСТ 26141 распространяется на усилители рентгеновского изображения (УРИ), включающие в себя блок преобразования на основе рентгеновского электронно-оптического преобразователя (РЭОП) в защитном кожухе и блок питания электродов РЭОП, а также замкнутую телевизионную систему (ЗТС) с монитором (видеоконтрольным устройством). Параметры качества изображения, нормируемые ГОСТ 26141, включают в себя требования к телевизионной системе и оцениваются наблюдателем либо измеряются, как правило, на экране монитора ЗТС.

В IEC 60788, а также в настоящем стандарте под термином УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ (УРИ) понимается устройство для преобразования РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ в усиленное видимое изображение с использованием дополнительного источника энергии для этого усиления, т. е. УРИ — блок преобразования, включающий в себя РЭОП и его блок питания. Параметры изображения измеряются на выходном экране РЭОП с применением увеличительных оптических устройств.

КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ РЕГИСТРАЦИИ ($K_э$), методы определения которой изложены в настоящем стандарте, характеризует шумовые свойства РЭОП. Проведение подобных сложных измерений рекомендуется осуществлять в лабораторных условиях предприятия-изготовителя при разработке РЭОП и его периодических испытаниях.

МЕЖГОСУДАРСТВЕННЫЙ СТАНДАРТ

Изделия медицинские электрические

ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИХ УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Часть 5

Определение квантовой эффективности регистрации

Medical electrical equipment. Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers.
Part 5. Determination of the detective quantum efficiency

Дата введения — 2013—01—01

1 Область применения

Настоящий стандарт распространяется на ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИЕ УСИЛИТЕЛИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ, используемые в медицинской практике в составе диагностических РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ.

Требования настоящего стандарта являются рекомендуемыми.

Настоящий стандарт устанавливает метод определения КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ ($К_э$) ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИХ УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ посредством анализа амплитудного спектра импульсов сцинтилляций фотонов, вызванных гамма-излучением.

Этот метод применяют только для ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИХ УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ, со скоростью затухания свечения на выходе, примерно равной или выше по отношению к люминофору Р-20.

2 Нормативные ссылки

В настоящем стандарте использована ссылка на следующий международный стандарт:

IEC 60788:1984 Medical radiology — Terminology (Медицинская радиационная техника. Термины и определения)

3 Определения

3.1 Используемые термины

В настоящем стандарте применены следующие термины с соответствующими определениями*:

3.1.1 **УРИ:** ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИЙ УСИЛИТЕЛЬ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ;

3.1.2 **ВХОДНАЯ ПЛОСКОСТЬ:** Плоскость, перпендикулярная к оси симметрии УРИ и касательная к той части его корпуса, которая максимально выступает в сторону ИСТОЧНИКА ИЗЛУЧЕНИЯ;

* Наряду с нижеприведенными терминами применяют термины по IEC 60788 (см. приложение А). В тех случаях, когда наименование термина, определенного в 3.1.1—3.1.14, совпадает с приведенным в IEC 60788, преимущество имеет определение термина настоящего стандарта.

Издание официальное

3.1.3 **ВХОДНОЕ ПОЛЕ:** Область ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ УРИ, которая может быть использована для передачи РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ при установленных условиях;

3.1.4 Не использован;

3.1.5 **РАССТОЯНИЕ ИСТОЧНИК — ВХОДНАЯ ПЛОСКОСТЬ** (сокращенно РИВ): Расстояние между фокусным пятном РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ и ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТЬЮ УРИ;

3.1.6 **ЦЕНТР ВЫХОДНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ:** Центр наименьшей окружности, описывающей ВЫХОДНОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ;

3.1.7 **ЦЕНТР ВХОДНОГО ПОЛЯ:** Точка ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ, которая изображается в ЦЕНТРЕ ВЫХОДНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ;

3.1.8 **ЦЕНТРАЛЬНАЯ ОСЬ:** Линия, перпендикулярная к ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ, проходящая через центр ВХОДНОГО ПОЛЯ;

3.1.9 Не использован;

3.1.10 **ЭФФЕКТИВНАЯ АПЕРТУРА:** Зона на ВХОДНОМ ЭКРАНЕ УРИ, которая облучается ИСТОЧНИКОМ ИЗЛУЧЕНИЯ через ВХОДНУЮ АПЕРТУРУ;

Примечание — Вследствие геометрического увеличения и конечных размеров источника диаметр этой зоны всегда больше, чем диаметр ВХОДНОЙ АПЕРТУРЫ.

3.1.11 **КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ РЕГИСТРАЦИИ ($K_э$):** Отношение квадрата отношения сигнал/шум на выходе ДЕТЕКТОРА ИЗЛУЧЕНИЯ к квадрату отношения сигнал/шум на входе ДЕТЕКТОРА ИЗЛУЧЕНИЯ;

3.1.12 **КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПОГЛОЩЕНИЯ (A_Q):** Число фотонов, падающих на вход ДЕТЕКТОРА ИЗЛУЧЕНИЯ и вызывающих сигнал на выходе ДЕТЕКТОРА ИЗЛУЧЕНИЯ, деленное на полное число падающих фотонов;

3.1.13 **ВХОДНАЯ АПЕРТУРА:** Апертура, которая определяет площадь поперечного сечения ПУЧКА ИЗЛУЧЕНИЯ;

3.1.14 **ИМПУЛЬС ЕДИНИЧНОГО ФОТОНА ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ**: Число световых фотонов, эмитируемых ВЫХОДНЫМ ЭКРАНОМ УРИ, в результате взаимодействия одного ФОТОНА гамма-излучения установленной энергии с ВХОДНЫМ ЭКРАНОМ УРИ;

3.2 Степень обязательности требований

В настоящем стандарте использованы следующие вспомогательные термины:

- **должен:** Соответствие требованиям обязательно для соответствия настоящему стандарту;
- **рекомендуется:** Соответствие требованиям рекомендовано, но необязательно для соответствия настоящему стандарту;
- **может:** Описания допустимых путей достижения соответствия настоящим требованиям;
- **установленный:** Обозначения определенных данных, приведенных в настоящем стандарте или в стандартах, на которые даны ссылки, и обычно относящихся к конкретным условиям работы и испытаний или к значениям, по которым определяют соответствие (см. IEC 60788, определение MP-74-01);
- **нормируемый:** Обозначения определенных данных, указываемых обычно ИЗГОТОВИТЕЛЕМ в СОПРОВОДИТЕЛЬНЫХ ДОКУМЕНТАХ на аппарат, касающихся, главным образом, его назначения, параметров, условий эксплуатации или испытаний на соответствие (см. IEC 60788, определение MP-74-02);
- **предназначенный:** Используется для характеристики оборудования, устройств или их составляющих: определяет их назначение или цель применения изделия.

4 Требования

В настоящем разделе приведены характеристики аппаратуры и условия, необходимые для определения КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ.

Типовая схема проведения испытаний приведена в приложении В.

4.1 Исходные установки

Не используется.

4.2 Условия работы УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

а) УРИ должен работать в условиях НОРМАЛЬНОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ, нормированных изготовителем;

b) Не следует применять ОТСЕИВАЮЩИЙ РАСТР и защитные покрытия;

c) В случае многопольного УРИ измерения должны проводить для наибольшего нормированного ВХОДНОГО ПОЛЯ.

4.3 Входное ИЗЛУЧЕНИЕ

a) Источником входного ИЗЛУЧЕНИЯ должен быть радионуклид $^{241}A_m$, который имитирует фотоны гамма-излучения энергией 59,5 кэВ;

b) Выход источника может включать частицы иные, чем те, которые излучаются при распаде ^{241}Am, например, рентгеновское излучение слоя L нептуния и рентгеновские лучи люминесценции от материалов, используемых в конструкции источника и его контейнера:

1) Интенсивность квантов энергией, отличающейся от 59,5 кэВ, должна быть меньше 1 % интенсивности квантов энергией 59,5 кэВ.

Требуемый уровень спектральной чистоты может быть достигнут использованием ФИЛЬТРА из 0,5 мм меди. Этот ФИЛЬТР уменьшает поток фотонов энергией 59,5 кэВ с коэффициентом, равным приблизительно 2.

2) Любой ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЙ ФИЛЬТР должен быть расположен насколько возможно близко к источнику и более близко к источнику, чем ВХОДНАЯ ПЛОСКОСТЬ УРИ или контрольный детектор (см. 4.5.2).

c) АКТИВНОСТЬ источника должна обеспечивать скорость счета $R_и$ от 50 до 500 фотонов энергией 59,5 кэВ в секунду на ВХОДНОЙ АПЕРТУРЕ при геометрических условиях 4.4.2. Для этого необходима активность около 10^7 Бк.

4.4 ТЕСТ-ОБЪЕКТ

4.4.1 ВХОДНАЯ АПЕРТУРА

a) Поперечное сечение ПУЧКА ИЗЛУЧЕНИЯ, падающего как на УРИ, так и на детектор (см. 4.5.2), должно быть ограничено именно этой ВХОДНОЙ АПЕРТУРОЙ;

b) Для того, чтобы избежать отклонений от планируемого результата на выходе вследствие локальных изменений толщины ВХОДНОГО ЭКРАНА, диаметр ВХОДНОЙ АПЕРТУРЫ должен быть не менее 4 мм;

c) Для контрольного детектора, содержащего кристалл, ВХОДНАЯ АПЕРТУРА должна ограничивать пучок на площади, не превышающей площадь базы кристалла; падающий пучок не должен пронизывать стенки кристалла;

d) Толщина сечения ВХОДНОЙ АПЕРТУРЫ по эквиваленту поглощения должна быть не менее 3 мм свинца.

4.4.2 Геометрия измерений

a) Для ограничения отклонений поглощения гамма-лучей во ВХОДНОМ ЭКРАНЕ УРИ и увеличения ЭФФЕКТИВНОЙ АПЕРТУРЫ вследствие расширения падающего пучка угол θ должен быть не более 2° (см. рисунок 1) и определяется по формуле

$$\theta = \text{arctg}\,[(d_0 + d_1)/2L],$$

где d_0 — диаметр источника;

d_1 — диаметр ВХОДНОЙ АПЕРТУРЫ;

L — расстояние между ИСТОЧНИКОМ ИЗЛУЧЕНИЯ и ВХОДНОЙ АПЕРТУРОЙ.

b) Одно и то же значение d_0, d_1 и L должно быть использовано для измерений с контрольным детектором и УРИ.

4.5 Измерительное оборудование

4.5.1 Фотоэлектронный умножитель (ФЭУ)

Фотоэлектронный умножитель должен использоваться для детектирования света, эмитируемого УРИ, и света, эмитируемого сцинтилляционным кристаллом, если используется контрольный детектор со сцинтилляционным кристаллом.

4.5.1.1 Условия работы ФЭУ

a) Высоковольтный источник, питающий ФЭУ, должен обеспечивать линейный отклик ФЭУ;

b) Высокое напряжение должно быть приложено к ФЭУ за время не более 30 мин до начала измерений, чтобы обеспечить стабильность отклика ФЭУ.

4.5.1.2 Установка ФЭУ

a) ФЭУ и УРИ должны быть защищены, чтобы избежать детектирования паразитного света;

b) Для измерений спектра амплитуды импульсов сцинтилляций рекомендуется, чтобы эффективность оптической схемы между ФЭУ и ВЫХОДНЫМ ИЗОБРАЖЕНИЕМ УРИ была не менее 5 % световых фотонов, эмитируемых под воздействием ИМПУЛЬСА ЕДИНИЧНОГО ФОТОНА ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ, поступающих на фотокатод ФЭУ.

Это может быть достигнуто расположением ФЭУ непосредственно напротив выходного окна УРИ или использованием оптики с широкой апертурой ($\geq F/2$).

c) В случае, когда используется оптика, ВЫХОДНОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ УРИ должно быть сфокусировано на входе ФЭУ, чтобы предотвратить расширение спектра вследствие неоднородности фотокатода ФЭУ;

d) Фоновый свет, имитируемый выходным люминофором вне площади изображения ВХОДНОЙ АПЕРТУРЫ, может вызвать необходимость защиты ФЭУ соответствующей маской.

При использовании маски ее апертура не должна препятствовать прохождению фотонов, имитируемых зоной ВЫХОДНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ, диаметр которой должен быть не менее двойного диаметра ЭФФЕКТИВНОЙ АПЕРТУРЫ.

4.5.2 Контрольный детектор

Контрольный детектор используется для измерений потока фотонов энергией 59,5 кэВ, падающих на ВХОДНУЮ ПЛОСКОСТЬ. КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ РЕГИСТРАЦИИ контрольного детектора на этой энергии должна быть достаточно высокой или должна быть известна с достаточной точностью, т. е. погрешность измерений должна быть не более ±2 % абсолютного значения.

4.5.3 Импульсный процессор

a) Импульсный процессор представляет собой электронный прибор, предназначенный для формирования нормированного выходного сигнала для многоканального спектроанализатора (МСА). Размах этого выходного сигнала пропорционален амплитуде импульса на входе. Импульсный процессор располагается в тракте сигнала между выходом ФЭУ и входом МСА, в котором измеряют спектр ИМПУЛЬСОВ ЕДИНИЧНЫХ ФОТОНОВ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ, зарегистрированных УРИ; он может также использоваться для определения скорости счета с помощью контрольного детектора.

b) Для эффективного измерения сцинтилляций I (см. 5.4 настоящего стандарта), вызываемых амплитудным спектром ИМПУЛЬСОВ ЕДИНИЧНЫХ ФОТОНОВ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ, процессор может включать элементы, устраняющие искажающие сигналы, вызванные складыванием двух или более импульсов в течение измерения единичного импульса. Однако при рекомендуемых скоростях счета наличие фильтра «антисовпадений» обычно не требуется.

c) Для измерения КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПОГЛОЩЕНИЯ A_Q (см. 5.4 настоящего стандарта) нет оснований использовать фильтр «антисовпадений». Если он все же используется, он должен быть соединен с системой накопления эффективного времени измерения (эффективное время), которая разрешает накопление только в течение тех интервалов, когда процессор способен принимать сигналы. Если это условие не выполнено, ошибка измерений скорости счета превысит саму измеряемую величину.

4.5.4 Многоканальный спектроанализатор (МСА)

a) Сигналы с выхода импульсного процессора должны быть зарегистрированы таким образом, чтобы определяемое число зарегистрированных событий было бы функцией амплитуды ИМПУЛЬСА ЕДИНИЧНЫХ ФОТОНОВ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ. МСА является общетехническим электронным прибором, способным реализовать эту задачу.

b) Канал, соответствующий нулевой амплитуде импульса, должен быть известен для точного расчета узловых точек спектра. Прецизионные генераторы импульсов способны обеспечить эту функцию.

c) Конструкцией МСА должен быть предусмотрен низкоуровневый дискриминатор (НД), который устраняет все импульсы ниже выбранного уровня.

d) Конструкция МСА должна обеспечивать возможность накопления «мертвого» времени, в течение которого МСА не способен подсчитывать входные импульсы.

e) Чтобы не насыщать МСА высокоэнергетическими квантами фонового шума, НД должен быть настроен на уровень суммарного «мертвого» времени, которое должно быть не более 5 % суммарного времени измерения.

5 Определение КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ

Типовой амплитудный спектр импульсов сцинтилляций для контрольного детектора и УРИ представлен в приложении С.

5.1 Подготовка

5.1.1 Измерение мощности падающего гамма-излучения

a) ИСТОЧНИК ИЗЛУЧЕНИЯ, включающий его ФИЛЬТР (если требуется), и ВХОДНАЯ АПЕРТУРА должны быть расположены в соответствии с 4.4.2, перечисление a) и рисунком 1.

b) ВХОДНАЯ АПЕРТУРА должна быть расположена между ИСТОЧНИКОМ ИЗЛУЧЕНИЯ и контрольным детектором.

c) Контрольный детектор должен быть расположен по отношению к ВХОДНОЙ АПЕРТУРЕ таким образом, чтобы он определял мощность потока гамма-излучения в сечении ВХОДНОЙ АПЕРТУРЫ в соответствии с требованиями в 5.2.1.

5.1.2 Измерение амплитудного спектра импульсов сцинтилляций

a) ИСТОЧНИК ИЗЛУЧЕНИЯ, включающий его фильтр (если требуется), и ВХОДНАЯ АПЕРТУРА должны быть геометрически расположены в соответствии с 4.4.2, перечисление a) и рисунком 1.

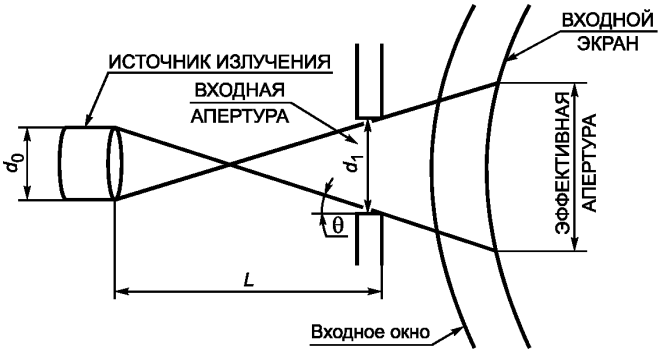


Рисунок 1 — Схема расположения ИСТОЧНИКА ИЗЛУЧЕНИЯ и ВХОДНОЙ АПЕРТУРЫ

b) ВХОДНАЯ АПЕРТУРА должна быть расположена между ИСТОЧНИКОМ ИЗЛУЧЕНИЯ и УРИ.

c) ИСТОЧНИК ИЗЛУЧЕНИЯ и ВХОДНАЯ АПЕРТУРА должны быть выровнены вдоль ЦЕНТРАЛЬНОЙ ОСИ.

d) ВХОДНАЯ АПЕРТУРА должна быть расположена как можно ближе к ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ.

e) ФЭУ должен быть ориентирован на детектирование с выхода УРИ. Выход ФЭУ должен быть соединен с импульсным процессором, а выход последнего подключен к МСА.

5.2 Измерение

5.2.1 Мощность потока падающего гамма-излучения

a) С ИСТОЧНИКОМ ИЗЛУЧЕНИЯ, облучающим контрольный детектор, определяют скорость счета R_τ импульсов, включающую скорость счета импульсов источника $R_и$ и фонового шума $R_ш$ в области энергий, достаточных для обеспечения требуемой точности измерений мощности падающего потока в соответствии с 5.2.1, перечисление e).

b) Сигнал от контрольного детектора, соответствующий поглощению при энергиях менее 10 кэВ, должен быть заблокирован соответствующей настройкой НД;

c) С удаленным ИСТОЧНИКОМ ИЗЛУЧЕНИЯ определяют скорость счета $R_ш$, соответствующую фоновому шуму.

d) Скорость счета фонового шума $R_ш$ должна быть вычтена из полной скорости R_τ.

e) Общее время счета τ должно быть таким, чтобы число накопленных отсчетов $(R_\tau - R_ш)\,\tau$ было бы не менее 100000.

Примечание — τ представляет собой эффективное время, другими словами, суммарное время измерений, меньшее «мертвого времени», в течение которого система не способна принимать и обрабатывать сигналы.

f) Разность R_τ — $R_ш$ должна быть скорректирована с учетом КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПОГЛОЩЕНИЯ контрольного детектора для фотонов энергией 59,5 кэВ с тем, чтобы получить корректный результат для скорости счета источника R_u.

g) Измерения R_u должны быть выполнены с пределами допускаемой погрешности ± 1 %.

5.2.2 Амплитудный спектр импульсов сцинтилляций

a) Спектр ИМПУЛЬСОВ ЕДИНИЧНЫХ ФОТОНОВ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ определяется при облучении УРИ ИСТОЧНИКОМ ИЗЛУЧЕНИЯ.

b) Время τ_x, в течение которого определяется спектр, должно быть достаточно большим, чтобы число достоверных отсчетов спектра (см. 5.2.2, перечисление e) было не менее 100000.

Примечание — τ_x, представляет собой эффективное время, другими словами общее время измерений, меньшее «мертвого времени», в течение которого система не способна принимать и обрабатывать сигналы.

c) Спектр сцинтилляций фонового шума определяется в течение этого же времени τ_x при убранном ИСТОЧНИКЕ ИЗЛУЧЕНИЯ.

d) Спектр фонового шума должен быть вычтен из спектра по 5.2.2, перечисление a), чтобы получить спектр отсчетов N_j, для каждого уровня энергии E_j ИМПУЛЬСА ЕДИНИЧНОГО ФОТОНА ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ.

e) Порог низких энергий должен быть определен как уровень энергии, при которой представленный спектр имеет минимум в интервале энергий от 0 до 25 кэВ (см. приложение C).

Для подсчета $K_э$, согласно настоящему стандарту, число импульсов низкой энергии должно быть не более 20 % числа импульсов с уровнем энергии, соответствующим полному поглощению фотонов энергией 59,5 кэВ, то есть фотопику.

5.3 Коррекция

Не используется.

5.4 Определение

a) $K_э$ рассчитывают по формуле

$$K_э = A_Q \cdot I,$$

где I — эффективность сцинтилляций, которая определяется по формуле

$$I = (M_1)^2/(M_2 \cdot M_0),$$

где M_i — i-й момент амплитудного спектра импульсов сцинтилляций, выраженный как

$$M_i = \sum_j N_j (E_j)^i.$$

Минимальное значение E_j в этих расчетах должно соответствовать порогу низкой энергии по 5.2.2, перечисление f).

КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПОГЛОЩЕНИЯ УРИ A_Q определяется по формуле

$$A_Q = (M_0/\tau_x)/R_u,$$

где M_0 — определяется таким же образом, как и в 5.4, перечисление a);

τ_x — время накопления, необходимое для получения спектра, как описано в 5.2.2, перечисление b);

R_u — определено в 5.2.1.

Примечание — Формула для расчета $K_э$ объяснена в [1], [2] и [3] Библиографии.

b) Определение должно иметь абсолютную погрешность в пределах ± 2 %.

6 Представление КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ

Представление $K_э$ должно содержать следующую информацию:

- идентификацию УРИ (общий тип, наименование или номер модели);
- значение $K_э$, %.

7 Обозначение соответствия

Если требуется подтвердить определение КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ в соответствии с настоящим стандартом, то оно должно быть указано:

КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ РЕГИСТРАЦИИ по ГОСТ IEC 61262-5—2011.

Приложение А
(справочное)

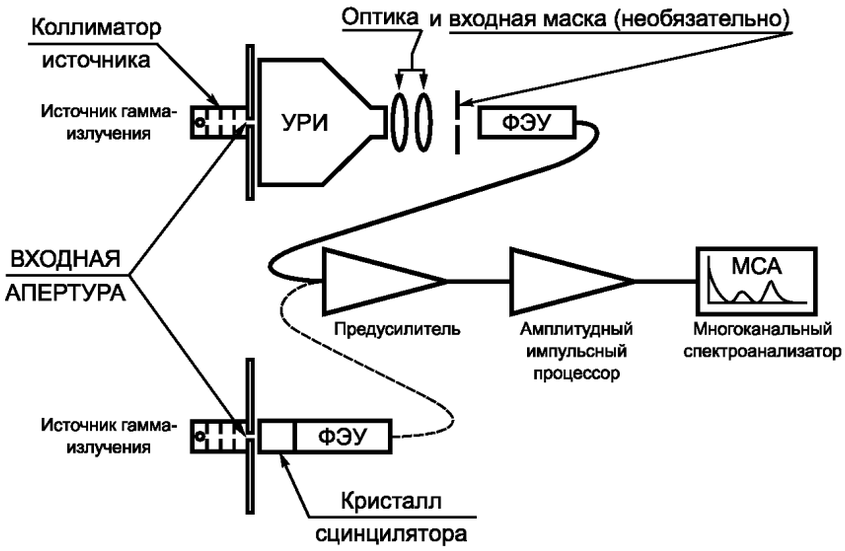
Указатель терминов

В настоящем указателе для каждого термина указан соответствующий номер пункта раздела «Определения» настоящего стандарта (3.1) или обозначение термина по IEC 60788 (МР-...-...).

АКТИВНОСТЬ	МР-13-18
ВХОДНАЯ АПЕРТУРА	3.1.13
ВХОДНАЯ ПЛОСКОСТЬ	3.1.2
ВХОДНОЕ ПОЛЕ	3.1.3
ВХОДНОЙ ЭКРАН	МР-32-47
ВЫХОДНОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ УРИ	МР-32-49
ВЫХОДНОЙ ЭКРАН УРИ	МР-32-48
ДЕТЕКТОР ИЗЛУЧЕНИЯ	МР 51 01
ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЙ ФИЛЬТР	МР 35-02
ИМПУЛЬС ЕДИНИЧНОГО ФОТОНА ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ	3.1.14
ИСТОЧНИК ИЗЛУЧЕНИЯ	МР-20-01
КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПОГЛОЩЕНИЯ (A_0)	3.1.12
КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ РЕГИСТРАЦИИ (K_3)	3.1.11
НОРМАЛЬНОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ	МР-82-04
ОТСЕИВАЮЩИЙ РАСТР	МР-32-06
ПУЧОК ИЗЛУЧЕНИЯ	МР-37-05
РАССТОЯНИЕ ИСТОЧНИК — ВХОДНАЯ ПЛОСКОСТЬ (РИВ)	3.1.5
РЕНТГЕНОВСКИЙ АППАРАТ	МР-20-20
РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ	МР-32-01
СОПРОВОДИТЕЛЬНЫЕ ДОКУМЕНТЫ	МР-82-01
ТЕСТ-ОБЪЕКТ	МР-71-04
УРИ	3.1.1
УСИЛИТЕЛЬ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ (УРИ)	МР-32-39
ФИЛЬТР	МР-35-01
ЦЕНТРАЛЬНАЯ ОСЬ	3.1.8
ЦЕНТР ВХОДНОГО ПОЛЯ	3.1.7
ЦЕНТР ВЫХОДНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ	3.1.6
ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИЙ УСИЛИТЕЛЬ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ	МР-32-40
ЭФФЕКТИВНАЯ АПЕРТУРА	3.1.10

Приложение В
(справочное)

Типовая схема проведения испытаний



Приложение С
(справочное)

Типовой амплитудный спектр импульсных сцинтиляций

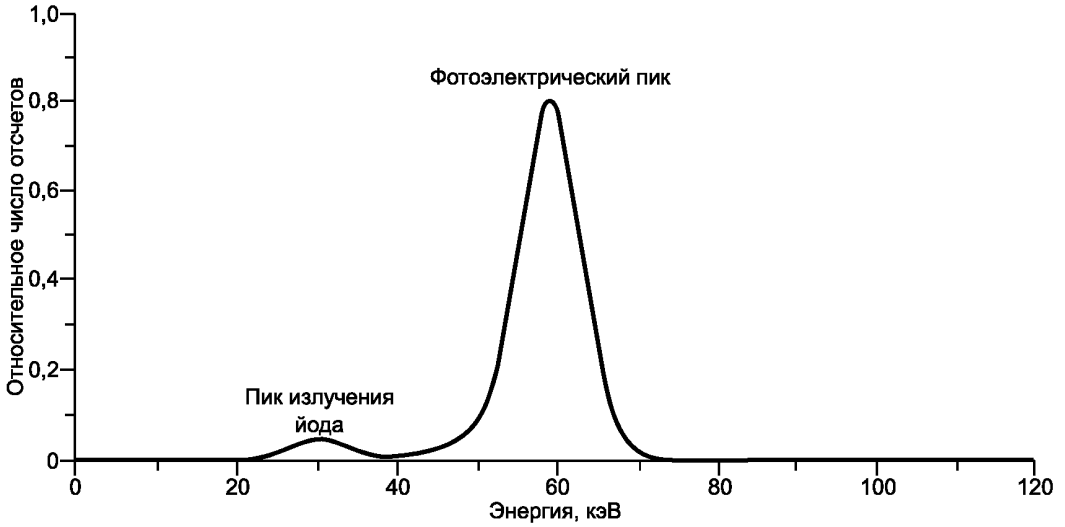


Рисунок С.1 — Контрольный детектор



Рисунок С.2 — Электронно-оптический усилитель рентгеновского изображения

Приложение ДА
(справочное)

Сведения о соответствии межгосударственных стандартов ссылочным международным стандартам

Таблица ДА.1

Обозначение и наименование международного стандарта	Степень соответствия	Обозначение и наименование межгосударственного стандарта
IEC 60788:1984 Медицинская радиационная техника. Термины и определения	—	*
* Соответствующий межгосударственный стандарт отсутствует. До его утверждения рекомендуется использовать перевод на русский язык данного международного стандарта. Перевод данного международного стандарта находится в Федеральном информационном фонде технических регламентов и стандартов.		

Библиография

[1] *Journal of Applied Physics*, Vol. 44, Sep. 1973, R. K. Swank. «Absorption and noise in X-ray phosphors», pp. 4199—4203.

[2] *Journal of Applied Physics,* Vol. 45, Aug. 1974, R. K. Swank, «Measurement of Absorption and Noise' in an X-ray Image Intensifier», pp. 3673—3678.

[3] *Medical Physics*, Vol. 10, Nov./Dec. 1983, J. A. Rowlands and K. W. Taylor, «Absorption and Noise in Cesium Iodide X-ray Image Intensifiers», pp. 786—795.

[4] *Medical Physics*, Vol. 11. Sep./Oct. 1984, J. A. Rowlands and K. W. Taylor, «Detective Quantum Efficiency of X-ray Image Intensifiers: Comparison of Scintillation Spectrum and rms Methods», pp. 597—601.

[5] *Proceedings of SPIE*, Vol. 206, 27—29 Aug. 1979, H. Roehrig, B. Lum, D: Fisher, D. Ouimette, M. P. Capp, M. M. Frost, and S. Nudelman, «Digital method to evaluate the noise of X-ray image intensifiers», pp. 135—145.

УДК 615.84.001.4:006.354 МКС 19.100 Е84 IDT

Ключевые слова: изделия медицинские электрические, рентгеновское изображение, электронно-оптический усилитель, квантовая эффективность регистрации

Редактор *Н.В. Таланова*
Технический редактор *В.Н. Прусакова*
Корректор *М.М. Малахова*
Компьютерная верстка *Ю.В. Демениной*

Сдано в набор 28.11.2013. Подписано в печать 05.12.2013. Формат 60×84⅛. Гарнитура Ариал.
Усл. печ. л. 1,86. Уч.-изд. л. 1,35. Тираж 68 экз. Зак. 1447.

ФГУП «СТАНДАРТИНФОРМ», 123995 Москва, Гранатный пер., 4.
gost.e-ecolog.ru gost.e-ecolog.ru
Набрано во ФГУП «СТАНДАРТИНФОРМ» на ПЭВМ.
Отпечатано в филиале ФГУП «СТАНДАРТИНФОРМ» — тип. «Московский печатник», 105062 Москва, Лялин пер., 6.

gost.e-ecolog.ru