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

МЕЖГОСУДАРСТВЕННЫЙ
СТАНДАРТ

ГОСТ
IEC 61262-7—
2011

Изделия медицинские электрические

**ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЛЕКТРОННО-
ОПТИЧЕСКИХ УСИЛИТЕЛЕЙ
РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ**

Часть 7

Определение функции передачи модуляции

(IEC 61262-7:1995, IDT)

Издание официальное



Москва
Стандартинформ
2014

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. № 1349-ст межгосударственный стандарт ГОСТ IEC 61262-7—2011 введен в действие в качестве национального стандарта Российской Федерации с 1 января 2013 г.

5 Настоящий стандарт идентичен международному стандарту IEC 61262-7:1995 Medical electrical equipment — Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers — Part 7: Determination of the modulation transfer function (Изделия медицинские электрические. Характеристики электронно-оптических усилителей рентгеновского изображения. Часть 7. Определение функции передачи модуляции).

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 61262.7—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

© Стандартиформ, 2014

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	3
4 Требования	3
4.1 Исходные установки	3
4.2 Условия работы УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ	4
4.3 Входное излучение	4
4.4 ТЕСТ-ОБЪЕКТ	4
4.5 Измерительное оборудование	4
5 Определение ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ	5
5.1 Подготовка	5
5.2 Измерение	5
5.3 Коррекция	6
5.4 Определение НИЗКОЧАСТОТНОГО СПАДА	7
5.5 Общая точность определения	7
6 Представление ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ	7
7 Обозначение соответствия	7
Приложение А (справочное) Указатель терминов	8
Приложение В (справочное) Конструкция ТЕСТ-ОБЪЕКТА	10
Приложение С (справочное) Определение ФПМ _А ФПМ-АНАЛИЗАТОРА	11
Приложение ДА (справочное) Сведения о соответствии межгосударственных стандартов ссылочным международным стандартам	12
Библиография	13

Введение

Настоящий стандарт является прямым применением международного стандарта IEC 61262-7—95 «Изделия медицинские электрические. Характеристики электронно-оптических усилителей рентгеновского изображения. Часть 7. Определение функции передачи модуляции», подготовленного Подкомитетом 62 В «Аппараты для лучевой диагностики» Технического комитета МЭК 62 «Изделия медицинские электрические».

В настоящем стандарте приняты следующие шрифтовые выделения:

- методы испытаний — курсив;
- термины, определенные в 3.1 и в приложении А, — прописные буквы.

Для оценки систем изображения часто используют субъективное измерение характеристик, таких, например, как пороговое разрешение. Такие методы не всегда достаточны для оценки характеристик, обеспечиваемых системами изображения.

Линейные пространственно-инвариантные системы формирования изображения могут быть оценены функцией ПЕРЕДАЧИ ИНФОРМАЦИИ. ПЕРЕДАЧА ИНФОРМАЦИИ таких систем может быть выражена через ОПТИЧЕСКУЮ ФУНКЦИЮ ПЕРЕДАЧИ (ОФП), которая определяет отклик системы на синусоидальный сигнал как функцию пространственной частоты. ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ (ФПМ), являющаяся модулем ОФП, используется для характеристики ПЕРЕДАЧИ ИНФОРМАЦИИ УСИЛИТЕЛЕМ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ. Системы считают пространственно-инвариантными в том случае, если ФУНКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТОЧКИ не зависит от ее месторасположения. Следует отметить, что УСИЛИТЕЛИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ являются пространственно-инвариантными только в ограниченной области, называемой изопланетарной областью.

ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ может быть определена несколькими способами (см., например, [1]):

- через отклик на прямоугольный перепад;
- через преобразование Фурье ФУНКЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЛИНИИ;
- через преобразование Хенкеля ФУНКЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТОЧКИ;
- через сканирование изображения щели пространственными фильтрами.

Применение всех методов возможно при условии корректного выполнения. Для простоты в настоящем стандарте представлены два метода: преобразование Фурье ФУНКЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЛИНИИ, известное как ФРЛ-метод, и метод пространственной фильтрации. Точное определение ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ требует специального оборудования и приспособленных помещений.

Стандарт представляет методы измерения ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ вблизи ЦЕНТРА ВХОДНОГО ПОЛЯ.

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 и включающие в себя требования к телевизионной системе, оцениваются наблюдателем либо измеряются, как правило, на экране монитора ЗТС.

В IEC 60788, а также в настоящем стандарте под термином УСИЛИТЕЛЬ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ (УРИ) понимают 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 измеряют на выходном экране РЭОП с использованием увеличительных оптических устройств.

ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ (ФПМ), методы определения которой изложены в настоящем стандарте, характеризуют способность РЭОП передавать пространственные частоты. Для ее измерения требуется сложное дорогостоящее оборудование. Проведение подобных сложных измерений рекомендуется осуществлять в лабораторных условиях предприятия-изготовителя при разработке РЭОП и его периодических испытаниях.

Изделия медицинские электрические

ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИХ УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО
ИЗОБРАЖЕНИЯ

Часть 7

Определение функции передачи модуляции

Medical electrical equipment. Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 7.
Determination of the modulation transfer function

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 методы определения ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИХ УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ.

2 Нормативные ссылки

В настоящем стандарте используют ссылки на стандарты:

ISO 9334:1995 Optics and optical instruments — Optical transfer function — Definitions and mathematical relationships (Оптика и оптические приборы. Оптическая передаточная функция. Определения и математические соотношения)

IEC 60336:1993 X-ray tubes assemblies for medical diagnosis — Characteristics of focal spots (Излучатели медицинские рентгенодиагностические. Характеристики фокусных пятен)

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

IEC 61262-4:1994 Medical electrical equipment — Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers — Part 4: Determination of the image distortion (Изделия медицинские электрические. Характеристики электронно-оптических усилителей рентгеновского изображения. Часть 4. Определение дисторсии изображения)

3 Определения**3.1 Используемые термины**

В настоящем стандарте применены следующие термины с соответствующими определениями*:

* Наряду с нижеприведенными терминами применяют термины по IEC 60788 (см. приложение А). В тех случаях, когда наименование термина, определенного в 3.1.1—3.1.12, совпадает с приведенным в IEC 60788, преимущество имеет определение термина настоящего стандарта.

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.

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

3.1.4 **РАЗМЕР ВХОДНОГО ПОЛЯ:** Диаметр поля на ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ УРИ, которое может быть использовано для передачи РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ при нормированном РИВ (см. 3.1.5). Для УРИ с более чем одним режимом увеличения РАЗМЕР ВХОДНОГО ПОЛЯ УРИ для каждого режима увеличения должен соответствовать тому же диаметру ВЫХОДНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ УРИ, что и для наибольшего РАЗМЕРА ВХОДНОГО ПОЛЯ.

3.1.5 **РАССТОЯНИЕ ИСТОЧНИК — ВХОДНАЯ ПЛОСКОСТЬ (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 **УВЕЛИЧЕНИЕ В ЦЕНТРЕ** (как характеристика УРИ): Отношение длины в ВЫХОДНОМ ИЗОБРАЖЕНИИ к реальной длине небольшого объекта, расположенного во ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ симметрично ЦЕНТРАЛЬНОЙ ОСИ.

3.1.10 **ФУНКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТОЧКИ (ФРТ):** Нормальное распределение (распределение Гаусса) интенсивности в изображении точечного источника (см. ISO 9334).

3.1.11 **ИЗОПЛАНЕТАРНАЯ ОБЛАСТЬ:** Область, в которой ФУНКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТОЧКИ остается постоянной в пределах заданной точности.

3.1.12 **ЛИНЕЙНОСТЬ:** Свойство системы формирования изображений, состоящее в том, что изображение взвешенной суммы объектов идентично такой же взвешенной сумме изображений отдельных объектов.

3.1.13 **ЛИНЕЙНАЯ ОБЛАСТЬ:** Область входных сигналов, при которых система изображения обеспечивает ЛИНЕЙНОСТЬ в пределах заданной точности (см. ISO 9334).

Примечание — Область входных сигналов, определяющих ЛИНЕЙНУЮ ОБЛАСТЬ в системах изображения, следует задавать минимальным и максимальным уровнями.

3.1.14 **ОПТИЧЕСКАЯ ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ (ОФП):** Двумерное преобразование Фурье ФУНКЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТОЧКИ систем формирования изображения (см. ISO 9334).

Примечание — Для достоверности ОПТИЧЕСКОЙ ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ необходимо, чтобы система формирования изображения работала в ЛИНЕЙНОЙ ОБЛАСТИ и чтобы сохранялась ИЗОПЛАНЕТАРНАЯ ОБЛАСТЬ.

3.1.15 **ОДНОМЕРНАЯ ОПТИЧЕСКАЯ ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ (1-ОФП):** Сечение ОПТИЧЕСКОЙ ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ, проходящее через начало координат в заданной ориентации.

3.1.16 **ФУНКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЛИНИИ (ФРЛ):** Нормальное распределение (распределение Гаусса) интенсивности изображения линейного источника некогерентного излучения. ФУНКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЛИНИИ существует только в изопланетарной области (см. ISO 9334).

Примечание — Преобразование Фурье ФУНКЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЛИНИИ является ОДНОМЕРНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ФУНКЦИЕЙ ПЕРЕДАЧИ, ориентированной перпендикулярно к линейному источнику излучения.

3.1.17 **ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ (ФПМ):** Модуль ОДНОМЕРНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ.

Примечание — ФПМ определена в соответствии с ISO 9334 как модуль ОДНОМЕРНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ. Такое определение наиболее применимо для настоящего стандарта.

3.1.18 **ФПМ-АНАЛИЗАТОР:** Оборудование, включающее в себя фокусирующую оптику и логический вычислитель, способное осуществлять измерение ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ.

3.1.19 **ОПТИМАЛЬНАЯ ФОКУСИРОВКА:** Установка таких значений фокусирующих потенциалов УРИ, которые позволяют получить максимальное интегральное значение кривой ФПМ для данной ориентации щели.

Примечание — Указанные значения фокусирующих потенциалов выбирают для уменьшения погрешности, эти значения могут несколько отличаться от значений, имеющих место при практическом использовании УРИ.

3.1.20 НИЗКОЧАСТОТНЫЙ СПАД (НЧС): Разность между единицей и значением ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ на частоте, близкой к нулевой пространственной частоте.

Примечание — В современных УРИ присутствует существенное вуалирование. Его характеризует крутой спад кривой ФПМ при значениях пространственной частоты, близких к нулю. В настоящем стандарте пространственная частота, при которой определяют НЧС, выбрана равной $0,1 \text{ мм}^{-1}$.

3.1.21 СВЕТОВОЙ ДЕТЕКТОР: Детектор излучения, чувствительный к видимому излучению (свету).

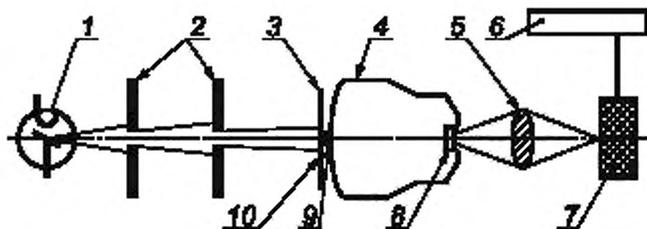
3.2 Степень обязательности требований

В настоящем стандарте использованы следующие вспомогательные термины:

- **должен:** Соответствие требованиям обязательно для соответствия настоящему стандарту;
- **рекомендуется:** Соответствие требованиям рекомендовано, но не обязательно 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:** Обозначение определенных данных, указываемых обычно ИЗГОТОВИТЕЛЕМ в СОПРОВОДИТЕЛЬНЫХ (ЭКСПЛУАТАЦИОННЫХ) 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 стандарте установлены методы определения ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ УРИ с помощью анализатора со световой щелью. В первом методе изображение сканируется с помощью одномерного пространственного фильтра — результат выдается непосредственно в виде ФПМ. Во втором методе результат выдается в виде ФРЛ; ФУНКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЛИНИИ получается с помощью двумерной камеры. ФПМ получают путем преобразования Фурье ФРЛ. В состав испытательного оборудования должен быть включен ФПМ-АНАЛИЗАТОР (см. рисунок 1).



1 — РЕНТГЕНОВСКАЯ ТРУБКА; 2 — ДИАФРАГМА; 3 — ТЕСТ-ОБЪЕКТ; 4 — УСИЛИТЕЛЬ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ (испытуемый); 5 — фокусирующие линзы; 6 — ФПМ-АНАЛИЗАТОР; 7 — в плоскости анализатора, пространственный фильтр или мишень камеры; 8 — ВЫХОДНОЙ ЭКРАН; 9 — ВХОДНАЯ ПЛОСКОСТЬ; 10 — плоскость щели

Рисунок 1 — Измерительная установка

4.1 Исходные установки

- а) РИВ должно быть равно (100 ± 1) см
- б) ФОКУСНОЕ ПЯТНО РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ должно находиться на центральной оси.

Отмеченные в перечислениях *в)*, *з)* и *д)* искажающие факторы не должны оказывать влияния на полученный результат больше, чем общая допустимая точность измерения (см. 5.5).

с) Магнитные и электрические паразитные поля. Испытательное оборудование должно быть изготовлено из хорошо экранированных и немагнитных материалов.

д) Паразитный свет.

е) Механическая нестабильность испытательного оборудования. Вибрация даже с такой малой амплитудой, как 10 мкм, может исказить результат.

4.2 Условия работы УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

а) УРИ должен работать в условиях НОРМАЛЬНОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ, нормированных ИЗГОТОВИТЕЛЕМ, кроме фокусировки УРИ. Должна быть обеспечена ОПТИМАЛЬНАЯ ФОКУСИРОВКА по центру УРИ.

б) Не должно быть ни ОТСЕИВАЮЩЕГО РАСТРА, ни защитного покрытия.

с) В случае многопольного УРИ измерение должно быть проведено для наибольшего нормированного ВХОДНОГО ПОЛЯ. Измерения для других ВХОДНЫХ ПОЛЕЙ необязательны.

д) Пульсация напряжения на электродах УРИ не должна превышать 0,1 %.

е) УРИ должен работать в своей ЛИНЕЙНОЙ ОБЛАСТИ.

4.3 Входное излучение

а) КАЧЕСТВО ИЗЛУЧЕНИЯ должно быть обеспечено работой РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ при АНОДНОМ НАПРЯЖЕНИИ (50 ± 2) кВ и соответствовать СЛОЮ ПОЛОВИННОГО ОСЛАБЛЕНИЯ $(2,0 \pm 0,2)$ мм алюминия (чистотой 99,9 %). Это соответствует ОБЩЕЙ ФИЛЬТРАЦИИ приблизительно 3 мм по алюминиевому эквиваленту.

б) НОМИНАЛЬНОЕ ЗНАЧЕНИЕ ФОКУСНОГО ПЯТНА в соответствии с IEC 60336 должно быть 0,6 или менее.

Если это условие не может быть выполнено, например из-за слишком низкого сигнала для измерения ФПМ, должна быть проведена необходимая коррекция с учетом фактически используемого ФОКУСНОГО ПЯТНА. В этом случае фактически используемое НОМИНАЛЬНОЕ ЗНАЧЕНИЕ ФОКУСНОГО ПЯТНА должно быть указано при описании результатов.

с) Колебания интенсивности рентгеновского излучения не должны ухудшать результат измерений более чем на 2 % фактического значения.

4.4 ТЕСТ-ОБЪЕКТ

а) ТЕСТ-ОБЪЕКТ представляет собой щель, ширина которой должна быть меньше или равна $0,5 \times f_{\max}^{-1}$, где f_{\max} — максимальная анализируемая пространственная частота, мм^{-1} .

б) Ширина щели не должна отличаться более чем на 5 % по всей длине щели.

с) Длина щели не должна приводить к выходу из ИЗОПЛАНЕТАРНОЙ ОБЛАСТИ. Длина 10 мм обычно допустима для практического использования.

д) Значение энергии РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ, попадающей через УРИ на выходную плоскость с изображением щели, должно составлять менее 1 % общей энергии РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ, попадающей на УРИ (см. приложение Б).

4.5 Измерительное оборудование

а) Входное изображение на ВЫХОДНОМ ЭКРАНЕ следует анализировать с помощью ФПМ АНАЛИЗАТОРА таким образом, чтобы обеспечить корректное определение низкочастотной части ФПМ.

б) Если используют более чем одну линзу или систему линз, требованиям перечисления должна соответствовать по крайней мере одна из линз или систем линз.

П р и м е ч а н и е — Более чем одна линза может быть использована, чтобы увеличить число отсчетов или частотный диапазон ФПМ.

с) ФПМ-АНАЛИЗАТОР должен обеспечивать выравнивание относительно изображения щели.

д) Входное устройство ФПМ-АНАЛИЗАТОРА должно обеспечивать линейный отклик. Для метода пространственной фильтрации входное устройство представляет собой СВЕТОВОЙ ДЕТЕКТОР, например фотоумножитель. Для ФРЛ-метода входное устройство представляет собой двумерную камеру, например телевизионную ПЗС-камеру (ПЗС — прибор с зарядовой связью).

е) При ФРЛ-методе должна быть предусмотрена возможность измерения уровней яркости, отличающихся один от другого на шесть порядков. Если такой динамический диапазон не перекрывается входным устройством ФПМ-АНАЛИЗАТОРА, измерение должно быть сделано более чем за одну операцию. Если присутствует темновой ток сигнала, его рекомендуется измерять отдельно и вводить коррек-

цию. Если используют ПЗС-камеру, настоятельно рекомендуется охлаждать ПЗС матрицу для снижения шума и расширения динамического диапазона.

Рекомендуется также использовать камеру с разрешением по крайней мере 1000 точек на строку.

5 Определение ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ

5.1 Подготовка

а) ТЕСТ-ОБЪЕКТ должен быть размещен в плоскости, параллельной ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ, насколько возможно близко к последней, но не далее чем на расстоянии 10 мм от нее.

Примечание — Ротационная симметрия современных электронно-оптических преобразователей, применяемых в УРИ, является такой, что нет потребности в угловой ориентации ТЕСТ-ОБЪЕКТА.

б) УВЕЛИЧЕНИЕ В ЦЕНТРЕ должно быть определено с погрешностью не менее 1 %.

Примечание — В IEC 61262-4 дан метод определения УВЕЛИЧЕНИЯ В ЦЕНТРЕ.

с) Центр ТЕСТ-ОБЪЕКТА должен лежать на ЦЕНТРАЛЬНОЙ ОСИ.

5.2 Измерение

а) Метод пространственной фильтрации

Изображение с ВЫХОДНОГО ЭКРАНА с помощью линз или системы линз проецируется на анализирующую плоскость анализатора, представляющую собой пространственный фильтр ФПМ-АНАЛИЗАТОРА. Пространственный фильтр расположен таким образом, чтобы его ориентация была параллельна оси по длине изображения щели.

Интенсивность света, передаваемую пространственным фильтром, измеряют с помощью СВЕТОВОГО ДЕТЕКТОРА, например фотоумножителя.

Фильтр по крайней мере один цикл продвигается в плоскости анализатора в направлении, перпендикулярном к оси по длине изображения щели. Максимальные и минимальные значения интенсивности света регистрируют.

С учетом того, что пространственные фильтры являются синусоидальными и изменяются при ПРОХОЖДЕНИИ ИЗЛУЧЕНИЯ от полной прозрачности до полной непрозрачности, ФУНКЦИЮ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ ФПМ (f), измеряемую на определенной частоте пространственного фильтра f , рассчитывают по формуле

$$\text{ФПМ}(f) = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}},$$

где I — интенсивность света.

Эти измерения должны быть повторены для всех требуемых частот.

Примечание — Вместо различных пространственных фильтров для определения ФПМ на разных частотах может быть использован фильтр с изменяющейся пространственной частотой.

б) ФРЛ-метод

Изображение щели с ВЫХОДНОГО ЭКРАНА с помощью линз или системы линз проецируется на МИШЕНЬ двумерной (телевизионной) камеры. Ориентация щели по отношению к камере должна быть такой, чтобы изображение щели было параллельно столбцу матрицы камеры.

При использовании двумерной камеры ФУНКЦИЮ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЛИНИИ определяют по цифровым изображениям с помощью суммирования всех элементов (точек столбца), на которые попадает проецируемое ВЫХОДНОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ. Это означает, что в изображении щели на ее краю для получения ФРЛ имеется меньшее число точек, чем в центре.

Если динамический диапазон входного устройства ФПМ-АНАЛИЗАТОРА ограничен [см. 4.5, перечисление в)], ФРЛ должна быть определена более чем по одному измерению, т. е. для различных интенсивностей. Эти измерения могут быть пропорционально просуммированы.

Примечания

1 Для измерения низкочастотной части ФПМ полезно иметь более широкую щель, чем для высокочастотной части ФПМ [см. 4.4, перечисление а)]. Когда регистрируют хвостовую часть ФПМ, может быть исполь-

зован узкий нейтральный фильтр, чтобы уменьшить слишком большую интенсивность центральной части ВЫХОДНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ.

2 Если необходимо корректировать темновой ток (см. 4.5, перечисление e)), это может привести к негативному влиянию на результаты измерения хвостовой части ФРЛ. Эти негативные явления рекомендуется устранять с помощью пространственного сглаживания.

Измеряемую ФУНКЦИЮ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ ФПМ_и определяют с помощью преобразования Фурье ФРЛ.

Пространственное частотное разрешение Δf , мм⁻¹, измерений может быть представлено формулой

$$\Delta f = \frac{1}{NX}$$

при этом:

$$f_{\min} = (РВП)^{-1} \text{ и}$$

$$f_{\max} = \frac{1}{4X}$$

где N — число измеряемых точек (пиксел) по строке;

X — шаг дискретизации, отнесенный ко входной плоскости, мм;

f_{\min} — минимально регистрируемая пространственная частота, мм⁻¹;

РВП — размер входного поля, мм;

f_{\max} — максимально используемая пространственная частота (половина частоты Найквиста), мм⁻¹.

Если ФПМ_и при f_{\max} превышает 0,02, изображение щели дискретно передается неточно, что обусловлено ограничением разрешения камеры. Второе измерение должно быть проведено при более высоком оптическом увеличении.

с) Шкала пространственной частоты должна быть отнесена (пересчитана) к ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ УРИ. Когда это необходимо, шкала пространственной частоты должна быть пересчитана с учетом УВЕЛИЧЕНИЯ В ЦЕНТРЕ и увеличения линз.

д) ФПМ на нулевой пространственной частоте равна 1,00 по определению.

5.3 Коррекция

На измеряемую ФУНКЦИЮ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ ФПМ_и влияют ФПМ ТЕСТ-ОБЪЕКТА ФПМ_т, а также оптика ФПМ-АНАЛИЗАТОРА ФПМ_а и ФПМ ФОКУСНОГО ПЯТНА ФПМ_ф. Чтобы определить ФПМ УРИ — ФПМ_х, все эти влияния должны быть учтены.

а) ФПМ_х рассчитывают по формуле

$$\text{ФПМ}_x = \text{ФПМ}_и \frac{1}{\text{ФПМ}_т \cdot \text{ФПМ}_а \cdot \text{ФПМ}_ф};$$

б) ФПМ_т определяют по формуле

$$\text{ФПМ}_т(f) = \frac{\sin(\pi \cdot d \cdot f)}{\pi \cdot d \cdot f}$$

где f — пространственная частота;

d — ширина щели.

Обе величины приведены к ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ УРИ.

Такая аппроксимация допустима, если ширина щели существенно меньше ее длины.

с) ФПМ АНАЛИЗАТОРА, включающая в себя оптику, может быть взята из ЭКСПЛУАТАЦИОННЫХ ДОКУМЕНТОВ на ФПМ-АНАЛИЗАТОР. В альтернативном случае ФПМ_а может быть на отдельно (см. приложение В).

д) Если ФПМ была измерена более чем в одной частотной области, т. е. в низкочастотной и высокочастотной областях, участки должны быть совмещены после коррекции ФПМ_а отдельно для

каждого участка. Масштабное совмещение высокочастотного и низкочастотного участков должно быть проведено при частоте или области частот, лежащей между границами этих участков.

е) ФПМ **ДЕЙСТВИТЕЛЬНОГО** **ФОКУСНОГО** **ПЯТНА** должна быть определена в соответствии с ГОСТ Р IEC 60336 в случае необходимости коррекции ФПМ_Ф [см. 4.3, перечисление б)]. В остальных случаях ФПМ_Ф должна быть принята равной 1,00.

ф) Шкала пространственной частоты должна быть соотнесена с **ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТЬЮ УРИ** [см. 5.2, перечисления б), в)].

г) Результирующая ФПМ_Ф, используемая для коррекции, должна более чем на 0,5 превышать анализируемую частотную область.

5.4 Определение НИЗКОЧАСТОТНОГО СПАДА

НИЗКОЧАСТОТНЫЙ СПАД рассчитывают по формуле

$$НЧС = 1,00 - ФПМ,$$

где ФПМ — величина, определяемая при значении частоты $0,1 \text{ мм}^{-1}$.

5.5 Общая точность определения

Результирующая ФПМ должна быть определена с погрешностью не хуже 0,02 для всей приведенной ко входу области пространственных частот.

П р и м е ч а н и я — Обратите внимание на документ о точности измерения ОФП в ISO/TC172/PC1 [2].

6 Представление ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ

а) Представление ФПМ должно быть следующим:

- данные о УРИ, т. е. общий тип, наименование или номер модели;
- ФПМ, полученная из ФРЛ, должна быть представлена линейным графиком по двум осям, начинающимся с нуля. Пространственные частоты, выраженные в мм^{-1} (или см^{-1}), должны быть приведены к **ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ УРИ**;
- числовое значение ФРЛ.

б) Без специальных указаний представленные данные относятся к наибольшему РАЗМЕРУ ВХОДНОГО ПОЛЯ.

7 Обозначение соответствия

Если требуется подтвердить определение **ФУНКЦИИ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ УСИЛИТЕЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ** в соответствии с настоящим стандартом, то должно быть указано:

- **ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ** по ГОСТ IEC 61262-7—2011

или

- ФПМ по ГОСТ IEC 61262-7—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 (MP-...). Знаком «+», «-» и «с» отмечены производный термин без определения, термин без определения и сокращенный термин соответственно.

АНОДНОЕ НАПРЯЖЕНИЕ	MP-36-02
ВИДИМОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ (СВЕТ)	MP-11-01-
ВХОДНАЯ ПЛОСКОСТЬ	3.1.2
ВХОДНОЕ ПОЛЕ	3.1.3
ВЫХОДНОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ УРИ	MP-32-49
ВЫХОДНОЙ ЭКРАН УРИ	MP-32-48
ДЕЙСТВИТЕЛЬНОЕ ФОКУСНОЕ ПЯТНО	MP-20-12
ДЕТЕКТОР ИЗЛУЧЕНИЯ	MP-51-01
ДИАФРАГМА	MP-37-29
ИЗГОТОВИТЕЛЬ	MP-85-03-
ИЗОПЛАНЕТАРНАЯ ОБЛАСТЬ	3.1.11
ИСТОЧНИК ИЗЛУЧЕНИЯ	MP-20-01
КАЧЕСТВО ИЗЛУЧЕНИЯ	MP-13-28
ЛИНЕЙНАЯ ОБЛАСТЬ	3.1.13
ЛИНЕЙНОСТЬ	3.1.12
МИШЕНЬ	MP-20-08
НИЗКОЧАСТОТНЫЙ СПАД (НЧС)	3.1.20
НОМИНАЛЬНОЕ ЗНАЧЕНИЕ ФОКУСНОГО ПЯТНА	MP-20-14
НОРМАЛЬНОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ	MP-82-04
НОРМИРУЕМЫЙ	MP-74-02
ОБЩАЯ ФИЛЬТРАЦИЯ	MP-13-48
ОДНОМЕРНАЯ ОПТИЧЕСКАЯ ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ (1-ОФП)	3.1.15
ОПТИМАЛЬНАЯ ФОКУСИРОВКА	3.1.19
ОПТИЧЕСКАЯ ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ (ОФП)	3.1.14
ОТСЕИВАЮЩИЙ РАСТР	MP-32-06
ПЕРЕДАЧА ИНФОРМАЦИИ	MP-84-02
ПРОНИКНОВЕНИЕ	MP-12-10
РАЗМЕР ВХОДНОГО ПОЛЯ	3.1.4
РАССТОЯНИЕ ИСТОЧНИК — ВХОДНАЯ ПЛОСКОСТЬ (РИВ)	3.1.5
РЕНТГЕНОВСКАЯ ТРУБКА	MP-22-03
РЕНТГЕНОВСКИЙ АППАРАТ	MP-20-20
РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ	MP-11-01
РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ	MP-32-01
СВЕТОВОЙ ДЕТЕКТОР	3.1.21
СЛОЙ ПОЛОВИННОГО ОСЛАБЛЕНИЯ	MP-13-42
СОПРОВОДИТЕЛЬНЫЕ (ЭКСПЛУАТАЦИОННЫЕ) ДОКУМЕНТЫ	MP-82-01
ТЕСТ-ОБЪЕКТ	MP-71-04
УВЕЛИЧЕНИЕ В ЦЕНТРЕ	3.1.9
УРИ	3.1.1
УСИЛИТЕЛЬ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ (УРИ)	MP-32-39
УСТАНОВЛЕННЫЙ	MP-74-01
ФОКУСНОЕ ПЯТНО	MP-20-13с

ФПМ-АНАЛИЗАТОР	3.1.18
ФУНКЦИЯ ПЕРЕДАЧИ МОДУЛЯЦИИ (ФПМ)	3.1.17
ФУНКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЛИНИИ (ФРЛ)	3.1.16
ФУНКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТОЧКИ (ФРТ)	3.1.10
ЦЕНТР ВХОДНОГО ПОЛЯ	3.1.7
ЦЕНТР ВЫХОДНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ	3.1.6
ЦЕНТРАЛЬНАЯ ОСЬ	3.1.8
ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИЙ УСИЛИТЕЛЬ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ	MP-32-40

Приложение В
(справочное)

Конструкция ТЕСТ-ОБЪЕКТА

При конструировании ТЕСТ-ОБЪЕКТА целесообразно использовать один или более слоев тяжелых элементов, таких как вольфрам, платина или уран. Толщины ТЕСТ-ОБЪЕКТА для достаточного поглощения РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ будут зависеть от конструкции и используемых элементов и на практике составят 1 мм или более.

Приложение С
(справочное)Определение $ФПМ_A$ ФПМ-АНАЛИЗАТОРА

Примечание — Обратите внимание на документ о точности измерения ОФП [2].

Узкую оптическую щель размерами $0,020 \times 10$ мм устанавливают перед входом ФПМ-АНАЛИЗАТОРА, оборудованного для измерений фокусирующей оптикой. Затем изображение щели фокусируют. Щель рекомендуется подсвечивать некогерентным светом, подобным генерируемому ВЫХОДНЫМ ЭКРАНОМ УРИ, или светом, имеющим такое же спектральное распределение. Затем измеряют ФПМ, как описано в 5.2.

$ФПМ_A$, которая может быть определена таким образом, должна быть откорректирована на $ФПМ_T$ оптической щели. $ФПМ_A$ должна быть определена для каждой используемой оптики. Для расчета по 5.3 шкала пространственной частоты должна быть приведена к ВХОДНОЙ ПЛОСКОСТИ УРИ. Так как увеличение в центре зависит от типа УРИ, более удобно для практических расчетов привести значения частот к плоскости ВЫХОДНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ УРИ, а затем перемасштабировать на ВХОДНУЮ ПЛОСКОСТЬ. Перемасштабирование ВЫХОДНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ УРИ на плоскость оптической щели требуется, когда значение увеличения фокусирующей оптики отличается от единицы. Увеличение, присущее ФПМ-АНАЛИЗАТОРУ, определяют отдельно.

Если УРИ имеет стеклянное выходное окно, т. е. плоскость ИЗОБРАЖЕНИЯ находится внутри УРИ, то при определении $ФПМ_A$ подобное стекло рекомендуется расположить между узкой оптической щелью и фокусирующей оптикой. Добавляемое выходное стекло должно быть антиотражающим с обеих сторон. Влияние добавочного выходного стекла может быть существенно для высокоапертурных линз.

Примечание — В случае использования высококачественной фокусирующей оптики коррекция $ФПМ_A$ обычно мала. Использование именно такой оптики предпочтительно.

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
ISO 9334:1995 Оптика и оптические приборы. Оптическая передаточная функция. Определения и математические соотношения	—	*
IEC 60336:1993 Излучатели медицинские рентгенодиагностические. Характеристики фокусных пятен	—	*
IEC 60788:1984 Медицинская радиационная техника. Термины и определения	—	*
IEC 61262-4:1994 Изделия медицинские электрические. Характеристики электронно-оптических усилителей рентгеновского изображения. Часть 4. Определение дисторсии изображения	MOD	ГОСТ IEC 31222—2003 Изделия медицинские электрические. Характеристики электронно-оптических усилителей рентгеновского изображения. Часть 4. Определение дисторсии изображения
<p>* 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.</p> <p>Примечание — В настоящей таблице использовано следующее условное обозначение степени соответствия стандартов: - MOD — модифицированные стандарты.</p>		

Библиография

- [1] Вильямс С. и Векланд О. Введение в определение оптической функции передачи. — Нью-Йорк: Джон Вайли и сыновья, 1989
- [2] Оптика и оптические инструменты. Точность определения функции передачи модуляции. Проект международного стандарта ISO 11421

УДК 615.84.001.4:006.354

МКС 11.040.50

E84

IDT

Ключевые слова: медицинские электрические изделия, электронно-оптический усилитель рентгеновского изображения, функция передачи модуляции

Редактор *Н.В. Таланова*
Технический редактор *В.Н. Прусакова*
Корректор *И.А. Королева*
Компьютерная верстка *А.Н. Золотаревой*

Сдано в набор 25.06.2014. Подписано в печать 11.08.2014. Формат 60×84 $\frac{1}{8}$ Гарнитура Ариал.
Усл. печ. л. 2,32. Уч.-изд. л. 1,80. Тираж 62 экз. Зак. 3075.

Издано и отпечатано во ФГУП «СТАНДАРТИНФОРМ», 123995 Москва, Гранатный пер., 4.
www.gostinfo.ru info@gostinfo.ru