ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО

ПО ТЕХНИЧЕСКОМУ РЕГУЛИРОВАНИЮ И МЕТРОЛОГИИ

НАЦИОНАЛЬНЫЙ СТАНДАРТ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ГОСТ Р МЭК 61675-2— 2006

Устройства визуализации радионуклидные

ХАРАКТЕРИСТИКИ И УСЛОВИЯ ИСПЫТАНИЙ

Часть 2

Однофотонные эмиссионные компьютерные томографы

IEC 61675-2:1998
Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 2: Single photon emission computed tomographs (IDT)

Издание официальное

БЗ 1—2006/467

Москва
Стандартинформ
2006

gost.e-ecolog.ru

Предисловие

Цели и принципы стандартизации в Российской Федерации установлены Федеральным законом от 27 декабря 2002 г. № 184-ФЗ «О техническом регулировании», а правила применения национальных стандартов Российской Федерации — ГОСТ Р 1.0—2004 «Стандартизация в Российской Федерации. Основные положения»

Сведения о стандарте

1 ПОДГОТОВЛЕН Автономной некоммерческой организацией «Всероссийский научно-исследовательский и испытательный институт медицинской техники» (АНО «ВНИИИМТ») на основе собственного аутентичного перевода стандарта, указанного в пункте 4

2 ВНЕСЕН Техническим комитетом по стандартизации ТК 411 «Аппараты и оборудование для лучевой терапии, диагностики и дозиметрии»

3 УТВЕРЖДЕН И ВВЕДЕН В ДЕЙСТВИЕ Приказом Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии от 17 августа 2006 г. № 166-ст

4 Настоящий стандарт идентичен международному стандарту МЭК 61675-2:1998 «Устройства визуализации радионуклидные. Характеристики и условия испытаний. Часть 2. Однофотонные эмиссионные компьютерные томографы» (IEC 61675-2:1998 «Radionuclide imaging devices — Characteristics and test conditions — Part 2: Single photon emission computed tomographs»).

При применении настоящего стандарта рекомендуется использовать вместо ссылочных международных стандартов соответствующие им национальные стандарты Российской Федерации, сведения о которых приведены в дополнительном приложении В

5 ВЗАМЕН ГОСТ Р МЭК 61675-2—2002

Информация об изменениях к настоящему стандарту публикуется в ежегодно издаваемом информационном указателе «Национальные стандарты», а текст этих изменений и поправок — в ежемесячно издаваемых информационных указателях «Национальные стандарты». В случае пересмотра (замены) или отмены настоящего стандарта соответствующее уведомление будет опубликовано в ежемесячно издаваемом 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, 2006

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

НАЦИОНАЛЬНЫЙ СТАНДАРТ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Устройства визуализации радионуклидные

ХАРАКТЕРИСТИКИ И УСЛОВИЯ ИСПЫТАНИЙ

Часть 2

Однофотонные эмиссионные компьютерные томографы

Radionuclide imaging devices. Characteristics and test conditions.
Part 2. Single photon emission computed tomographs

Дата введения — 2007—07—01

1 Введение

1.1 Область применения и цель

В настоящем стандарте рассматриваются термины и методы испытаний для определения характеристик ОДНОФОТОННЫХ ЭМИССИОННЫХ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ на основе ротационной ГАММЫ-КАМЕРЫ Ангера (SPECT) с параллельными дырочными КОЛЛИМАТОРАМИ. Так как эти системы основаны на ГАММА-КАМЕРАХ Ангера, настоящий стандарт должен использоваться совместно с МЭК 60789. Системы состоят из гантри, одной или нескольких ДЕТЕКТОРНЫХ ГОЛОВОК и компьютерной системы, а также из устройств сбора, документирования и изображения.

Методы испытаний, приведенные в настоящем стандарте, выбраны для того, чтобы по возможности приблизить ОДНОФОТОННЫЕ ЭМИССИОННЫЕ КОМПЬЮТЕРНЫЕ ТОМОГРАФЫ (SPECT) к клиническому использованию.

Методы испытаний, используемые изготовителями, позволяют оценить характеристики SPECT систем. Не использовались методы испытаний для проверки однородности реконструированных изображений, так как известные методы испытаний в основном оценивают шум изображения.

1.2 Нормативные ссылки

В настоящем стандарте использованы нормативные ссылки на следующие международные стандарты:

МЭК 60788:1984 Медицинская радиология — Терминология

МЭК 60789:1992 Характеристики и методы испытаний радионуклидных визуализирующих устройств гамма-камер типа Ангера

МЭК 61675-1:1998 Радионуклидные ионизирующие устройства — характеристики и методы испытаний — Часть 1: Позитронно-эмиссионные томографы

2 Термины и определения

В настоящем стандарте применяют термины в соответствии с МЭК 60788, МЭК 60789 и МЭК 61675-1 (см. приложение А), выделенные в тексте прописными буквами, а также следующие термины с соответствующими определениями:

2.1 СИСТЕМНАЯ ОСЬ: Ось симметрии, определяемая геометрическими и физическими свойствами системы.

Примечание — СИСТЕМНАЯ ОСЬ ГАММА-КАМЕРЫ с вращающимися детекторами является осью вращения.

Издание официальное

2.1.1 **СИСТЕМЫ КООРДИНАТ**

2.1.2 **ФИКСИРОВАННАЯ СИСТЕМА КООРДИНАТ:** Декартовая система с осями *X*, *Y* и *Z*, где *Z* является СИСТЕМНОЙ ОСЬЮ. Основой ФИКСИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ КООРДИНАТ является центр ТОМОГРАФИЧЕСКОГО ОБЪЕМА (см. рисунок 1). СИСТЕМНАЯ ОСЬ перпендикулярна ко всем ПОПЕРЕЧНЫМ СРЕЗАМ.

2.1.3 **СИСТЕМА КООРДИНАТ ПРОЕКЦИИ:** Декартовая система МАТРИЦЫ ИЗОБРАЖЕНИЯ каждой двухмерной ПРОЕКЦИИ с осями X_p и Y_p (определяемыми осями МАТРИЦЫ ИЗОБРАЖЕНИЯ). Ось Y_p и ПРОЕКЦИЯ СИСТЕМНОЙ ОСИ на переднюю поверхность детектора должны быть параллельны.

Центр СИСТЕМЫ КООРДИНАТ ПРОЕКЦИИ является центром МАТРИЦЫ ИЗОБРАЖЕНИЯ (см. рисунок 1).

2.1.4 **ЦЕНТР ВРАЩЕНИЯ (ЦВ):** Центр СИСТЕМЫ КООРДИНАТ, которая связывает ПРОЕКЦИИ ПОПЕРЕЧНОГО СРЕЗА с их ориентацией в пространстве.

Примечание — ЦЕНТР ВРАЩЕНИЯ ПОПЕРЕЧНОГО СРЕЗА определяется пересечением СИСТЕМНОЙ ОСИ со средним сечением соответствующего СРЕЗА ОБЪЕКТА.

2.1.5 **СМЕЩЕНИЕ:** Отклонение положения ПРОЕКЦИИ ЦЕНТРА ВРАЩЕНИЯ от $X_p = 0$ (см. рисунок 1).

2.2 ТОМОГРАФИЯ (см. Приложение А)

2.2.1 **ПОЛНАЯ ТОМОГРАФИЯ:** В ПОЛНОЙ ТОМОГРАФИИ трехмерный объект делится на срезы физическими методами, т. е. коллимацией на множество СРЕЗОВ, которые являются двухмерными и независимыми друг от друга. Плоскости поперечных изображений перпендикулярны к СИСТЕМНОЙ ОСИ.

2.2.2 **ЭМИССИОННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ (ЭКТ):** Метод визуализации для представления пространственного распределения введенных в организм человека РАДИОНУКЛИДОВ в выбранных двухмерных СРЕЗАХ через объект.

2.2.2.1 **ПРОЕКЦИЯ:** Преобразование трехмерного объекта в двухмерное изображение или двухмерного объекта в одномерное изображение интегрированием физического свойства, которое определяет изображение вдоль направления ПРОЕКЦИОННОГО ЛУЧА.

Примечание — Этот процесс, математически описываемый линейными интегралами в направлении ПРОЕКЦИИ, называется преобразованием Радона.

2.2.2.2 **ПРОЕКЦИОННЫЙ ЛУЧ:** Наименьший возможный объем, в котором физическое свойство, которое определяет изображение, интегрируется в процессе измерения.

Форма объема ограничена ПРОСТРАНСТВЕННЫМ РАЗРЕШЕНИЕМ в трех измерениях.

Примечание — В SPECT ПРОЕКЦИОННЫЙ ЛУЧ обычно имеет форму длинного тонкого расходящегося конуса.

2.2.2.3 **ПРОЕКЦИОННЫЙ УГОЛ:** Угол, под которым ПРОЕКЦИЯ измеряется или формируется.

Примечание — Для иллюстрации см. рисунок 1.

2.2.2.4 **СИНОГРАММА:** Двухмерное изображение одномерных ПРОЕКЦИЙ СРЕЗА ОБЪЕКТА как функция ПРОЕКЦИОННОГО УГЛА.

ПРОЕКЦИОННЫЙ УГОЛ изображается по оси ординат. Линейная проекционная координата изображается по оси абсцисс.

2.2.2.5 **СРЕЗ ОБЪЕКТА:** Срез на объекте. Информация в этом срезе показана на томографическом изображении.

2.2.2.6 **ПЛОСКОСТЬ ИЗОБРАЖЕНИЯ:** Плоскость, определяемая плоскостью ОБЪЕКТА.

Примечание — Обычно ПЛОСКОСТЬ ИЗОБРАЖЕНИЯ — это срединная плоскость соответствующего СРЕЗА ОБЪЕКТА.

2.2.2.7 **ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ ОБЪЕМ:** Совокупность всех элементов объема, которые определяют измеряемые ПРОЕКЦИИ для всех ПРОЕКЦИОННЫХ УГЛОВ.

Примечание — Для вращающейся ГАММА-КАМЕРЫ с круглым полем зрения ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ ОБЪЕМ является сферой, отличающейся тем, что радиус ее вращения больше, чем радиус поля зрения. Для прямоугольного поля зрения ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ ОБЪЕМ является цилиндром.

2.2.2.7.1 **ПОПЕРЕЧНОЕ ПОЛЕ ЗРЕНИЯ:** Срез через ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ ОБЪЕМ, перпендикулярный к СИСТЕМНОЙ ОСИ. Для круглого ПОПЕРЕЧНОГО ПОЛЯ ЗРЕНИЯ срез описывается диаметром.

Примечание — Для нецилиндрических ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ОБЪЕМОВ ПОПЕРЕЧНОЕ ПОЛЕ ЗРЕНИЯ может зависеть от АКСИАЛЬНОГО положения среза.

2.2.2.7.2 **АКСИАЛЬНОЕ ПОЛЕ ЗРЕНИЯ:** Срез через ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ ОБЪЕМ, параллельный СИСТЕМНОЙ ОСИ и включающий ее. На практике срез определяется только своим осевым размером, заданным суммой расстояния между центрами наиболее удаленных друг от друга ПЛОСКОСТЕЙ ИЗОБРАЖЕНИЯ, и средним значением ШИРИНЫ АКСИАЛЬНОГО СРЕЗА, равной ЭКВИВАЛЕНТУ ШИРИНЫ (ЭШ).

2.2.2.7.3 **ПОЛНОЕ ПОЛЕ ЗРЕНИЯ:** Размеры (трехмерные) ТОМОГРАФИЧЕСКОГО ОБЪЕМА.

2.3 МАТРИЦА ИЗОБРАЖЕНИЯ: МАТРИЧНЫЕ ЭЛЕМЕНТЫ, представленные в декартовой системе координат.

2.3.1 **ЭЛЕМЕНТ МАТРИЦЫ:** Наименьший ЭЛЕМЕНТ МАТРИЦЫ ИЗОБРАЖЕНИЯ, местоположение и размер которого определяется по отношению к конкретному объемному элементу объекта (ВОКСЕЛУ).

2.3.1.1 **ПИКСЕЛ:** ЭЛЕМЕНТ МАТРИЦЫ в двухмерной МАТРИЦЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ.

2.3.1.2 **ТРИКСЕЛ:** ЭЛЕМЕНТ МАТРИЦЫ в трехмерной МАТРИЦЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ.

2.3.2 **ВОКСЕЛ:** Элемент объема в объекте, который проецируется в ЭЛЕМЕНТ МАТРИЦЫ в МАТРИЦЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ (двухмерной и трехмерной). Размеры ВОКСЕЛА определяются размерами конкретного ЭЛЕМЕНТА МАТРИЦЫ с помощью масштабных коэффициентов и системного ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАЗРЕШЕНИЯ во всех трех измерениях.

2.4 ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ (ФТР): Сцинтиграфическое изображение ТОЧЕЧНОГО ИСТОЧНИКА.

2.4.1 **ФИЗИЧЕСКАЯ ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ:** Для томографов — двухмерная функция ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ в плоскостях, перпендикулярных к ПРОЕКЦИОННОМУ ЛУЧУ на определенных расстояниях от детектора.

Примечание — ФИЗИЧЕСКАЯ ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ характеризует только физическое качество изображения томографа, независимо от модели томографа, реконструкции изображения и процесса обработки информации, но в зависимости от выбранного КОЛЛИМАТОРА. ПРОЕКЦИОННЫЙ ЛУЧ характеризуется всеми ФИЗИЧЕСКИМИ ФУНКЦИЯМИ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ как функцией расстояния вдоль его оси.

2.4.2 **АКСИАЛЬНАЯ ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ:** Профиль, проходящий через пик ФИЗИЧЕСКОЙ ФУНКЦИИ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ в плоскости, параллельной СИСТЕМНОЙ ОСИ.

2.4.3 **ПОПЕРЕЧНАЯ ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ:** Реконструированная двухмерная ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ в ТОМОГРАФИЧЕСКОЙ ПЛОСКОСТИ ИЗОБРАЖЕНИЯ.

Примечание — В ТОМОГРАФЕ ПОПЕРЕЧНАЯ ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ может быть получена с помощью ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА, расположенного параллельно СИСТЕМНОЙ ОСИ.

2.5 ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ: Способность концентрировать в точку распределение плотности отсчетов на изображении ТОЧЕЧНОГО ИСТОЧНИКА.

2.5.1 **ПОПЕРЕЧНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ:** ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ в реконструированной плоскости, перпендикулярной к СИСТЕМНОЙ ОСИ.

2.5.1.1 **РАДИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ:** ПОПЕРЕЧНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ вдоль линии, проходящей через источник и СИСТЕМНУЮ ОСЬ.

2.5.1.2 **ТАНГЕНЦИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ:** ТАНГЕНЦИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ в направлении, перпендикулярном к направлению РАДИАЛЬНОГО РАЗРЕШЕНИЯ.

2.5.2 **АКСИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ:** Для томографов (с достаточно хорошей аксиальной выборкой) ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ вдоль линии, параллельной СИСТЕМНОЙ ОСИ.

2.5.3 **ЭКВИВАЛЕНТ ШИРИНЫ (ЭШ):** Ширина прямоугольника, имеющего ту же площадь и ту же высоту, что и функция отклика, т. е. ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ.

2.6 Томографическая ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ

2.6.1 **ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ СРЕЗА:** Отношение СКОРОСТИ СЧЕТА, измеренной по СИНОГРАММЕ, к концентрации АКТИВНОСТИ в фантоме.

Примечание — В SPECT измеряемая СКОРОСТЬ СЧЕТА не корректируется на рассеяние вычитанием ФРАКЦИИ РАССЕЯНИЯ.

2.6.2 **ОБЪЕМНАЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ:** Сумма отдельных ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЕЙ СРЕЗОВ.

2.6.3 **НОРМАЛИЗОВАННАЯ ОБЪЕМНАЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ:** Значение ОБЪЕМНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ, деленное на ЗНАЧЕНИЕ АКСИАЛЬНОГО ПОЛЯ ЗРЕНИЯ томографа или длину фантома; выбирается меньшее значение.

2.7 ФРАКЦИЯ РАССЕЯНИЯ (ФР): Отношение числа рассеянных фотонов к сумме рассеянных и нерассеянных фотонов для данной экспериментальной установки.

2.8 ОДНОФОТОННАЯ ЭМИССИОННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ (SPECT): ЭМИССИОННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ, использующая однофотонное обнаружение гамма-излучения РАДИОНУКЛИДОВ.

2.8.1 **ВРЕМЯ УСТАНОВКИ ДЕТЕКТОРА:** Часть общего времени работы системы, в течение которого не происходит сбор информации.

2.8.2 **НАКЛОН ГОЛОВКИ ДЕТЕКТОРА:** Отклонение ОСИ КОЛЛИМАТОРА от перпендикулярного направления по отношению к СИСТЕМНОЙ ОСИ.

2.8.3 **РАДИУС ВРАЩЕНИЯ:** Расстояние между СИСТЕМНОЙ ОСЬЮ и передней поверхностью КОЛЛИМАТОРА.

2.9 РАДИОАКТИВНЫЙ ИСТОЧНИК: По МЭК 60788, МР-20-02.

2.9.1 **ТОЧЕЧНЫЙ ИСТОЧНИК:** РАДИОНУКЛИДНЫЙ ИСТОЧНИК, аппроксимированный бета-функцией по трем координатам.

2.9.2 **ЛИНЕЙНЫЙ ИСТОЧНИК:** Прямой РАДИОАКТИВНЫЙ ИСТОЧНИК, аппроксимированный бета-функцией в двух координатах и имеющий постоянную величину по третьей координате.

3 Методы испытаний

Все измерения должны быть приведены при установке окна ИМПУЛЬСНОГО АМПЛИТУДНОГО АНАЛИЗАТОРА в соответствии с МЭК 60789, таблица 1.

Дополнительные измерения с другими окнами могут быть установлены изготовителем.

Перед измерениями томографическая система должна быть отрегулирована изготовителем с помощью процедуры, обычно используемой при установке системы, и не регулируется повторно для измерения конкретных параметров. Если какое-то испытание не может быть проведено точно, как указано в МЭК 60789, должна быть четко указана причина отклонения от настоящего стандарта и точные условия, при которых испытание было проведено.

Если не указаны иные условия, каждая ДЕТЕКТОРНАЯ ГОЛОВКА в системе должна характеризоваться информацией, собираемой при повороте головки на 360°. Для многодатчиковых систем должна быть представлена информация при минимальном вращении (120° для 3-датчиковой системы). Если томограф предназначен для работы в режиме некруговой орбиты, влияющей на параметры томографа, дополнительно должны быть проведены тестовые испытания.

Если не указано иное, измерения должны проводиться при СКОРОСТЯХ СЧЕТА, не превышающих 20 000 отсчетов в секунду.

Измерения параметров томографа в планарном режиме работы являются предварительными. Полностью параметры должны быть определены в соответствии с МЭК 60789.

3.1 Калибровочные измерения

3.1.1 Измерение ЦЕНТРА ВРАЩЕНИЯ (ЦВ)

Правильная реконструкция требует знания положения ПРОЕКЦИИ ЦЕНТРА ВРАЩЕНИЯ на координатную систему X_p, Y_p для каждой ПРОЕКЦИИ (т.е. для каждого ПРОЕКЦИОННОГО УГЛА) этого среза. При круговом вращении ДЕТЕКТОРА ПРОЕКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ИСТОЧНИКА на ЦЕНТР ВРАЩЕНИЯ должна быть в одном и том же положении X'_p на матрице ПРОЕКЦИИ для всех УГЛОВ ПРОЕКЦИИ (см. рисунок 1). Для определения ЦЕНТРА ВРАЩЕНИЯ положение смещения X'_p должно быть измерено.

Используются ТОЧЕЧНЫЕ ИСТОЧНИКИ. Собирают не менее 32 ПРОЕКЦИЙ, равномерно расположенных на 360° и изображают в виде СИНОГРАММЫ.

РАДИУС ВРАЩЕНИЯ должен быть не более 20 см. Источники должны быть расположены радиально, по крайней мере, на расстоянии 5 см от СИСТЕМНОЙ ОСИ СИСТЕМЫ для получения СИНОГРАММЫ в форме синусоиды. Положение смещения X'_p должно быть определено для не менее чем трех срезов с аксиальными положениями (в направлении оси z): — одного — в ЦЕНТРЕ ПОЛЯ ЗРЕНИЯ и двух других — на расстояниях от центра, равных $\pm$ 1/3 размера АКСИАЛЬНОГО ПОЛЯ ЗРЕНИЯ. Должны быть собраны, по крайней мере, 10 000 отсчетов на одно изображение. Длина стороны ПИКСЕЛА должна быть менее 4 мм. Для расчета центроиды (центр тяжести) X_p (Θ) источника в направлении X_p должны быть использованы полосы шириной 50 мм в направлении оси Y с центром в положении Y_p для каждого источника.

Это должно быть выполнено для каждого проекционного угла Θ. Затем положение смещения X_p определяют из синусоиды с X_p (Θ) значениями каждого источника, по формуле

$$X_p(\Theta) = A \cdot \sin(\Theta + Y) + X',$$

где Θ — угол ПРОЕКЦИИ;

A — амплитуда;

Y — фазовый сдвиг синусоиды;

X' — среднее значение смещения для трех различных аксиальных положений.

Примечание 1 — Если имеется НАКЛОН ДЕТЕКТОРНОЙ ГОЛОВКИ, изображение ТОЧЕЧНОГО ИСТОЧНИКА будет двигаться не только в направлении X_p, но также в направлении Y_p.

Если движение по X_p не зависит от направления движения по Y_p (для конкретного наклона головки), центроиду рассчитывают, используя полосу шириной 50 мм. Индекс p относится к области ПРОЕКЦИИ (см. рисунок 1).

Примечание 2 — Если система использует автоматическую коррекцию смещения, значение X' будет равно нулю.

Кроме того, разность между рассчитанными и экспериментальными значениями (погрешность) должна быть представлена функцией Θ.

Фиксируют максимальное отклонение в миллиметрах для каждого аксиального положения. Эти значения действительны только для используемого КОЛЛИМАТОРА.

Примечание — Систематическую погрешность определяют измерением множества положений смещения X'_p во время вращения детектора.

3.1.2 НАКЛОН ГОЛОВКИ ДЕТЕКТОРА

Правильная реконструкция требует того, чтобы направление отверстий КОЛЛИМАТОРА было перпендикулярно к СИСТЕМНОЙ ОСИ для каждого угла ПРОЕКЦИИ. Отклонение от этого требования называется НАКЛОНОМ ГОЛОВКИ ДЕТЕКТОРА.

Используя измерения в соответствии с 3.1.1, определяют НАКЛОН ГОЛОВКИ ДЕТЕКТОРА расчетом центроиды Y_p (Θ) изображения ТОЧЕЧНОГО ИСТОЧНИКА в направлении Y_p, используя полосы через полное поле зрения в направлении X_p. Этот расчет должен быть проведен для каждого угла ПРОЕКЦИИ. Синусоида Y_p (Θ), построенная по этим значениям, определена формулой

$$Y_p(\Theta) = B \cdot \sin(\Theta + Y) + D,$$

где Θ — угол ПРОЕКЦИИ;

B — амплитуда;

D — положение точечного источника в направлении Y в случае, когда $B \cdot \sin(\Theta + Y) = 0$;

Y — сдвиг фазы синусоиды.

Записывают значение угла наклона головки:

$$a = \text{arc sin } B/A,$$

где A — амплитуда, полученная из измерений ЦВ (3.1.1).

Примечание — Если НАКЛОН ДЕТЕКТОРНОЙ ГОЛОВКИ отсутствует, амплитуда B должна быть равна 0 и D определяет положение источника Y_p.

Кроме того, разность между рассчитанными значениями и точками, полученными экспериментально (показывающими значения погрешности), должна быть представлена в виде функции Θ.

3.2 Измерение смещения отверстий КОЛЛИМАТОРА

Если оси всех отверстий КОЛЛИМАТОРА параллельны, СМЕЩЕНИЕ постоянно для всех положений источника внутри измеряемого объема, предполагая линейность позиционной электроники.

Смещение осей отверстий КОЛЛИМАТОРА должно определяться с помощью ТОЧЕЧНОГО ИСТОЧНИКА, расположенного во всех узлах прямоугольной позиционной сетки, лежащей в поле зрения на плоскости *X*, *Z*. Расстояние между линиями сетки должно быть 10 см. РАДИУС ВРАЩЕНИЯ — не менее 20 см. Рассчитывают среднее значение всех измеренных смещений и указывают максимальное отклонение от установленного значения.

3.3 Измерение ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ системы в режиме SPECT

3.3.1 ВРЕМЯ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ДЕТЕКТОРА

ВРЕМЯ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ДЕТЕКТОРА равно части общего времени получения информации, не используемой при сборе информации. Поэтому эта величина влияет на ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ томографа. Это особенно важно для вращающегося детектора при работе в режиме «шаг и вращение».

ТОЧЕЧНЫЙ ИСТОЧНИК $^{ggm}T_c$ должен располагаться в ЦЕНТРЕ ВРАЩЕНИЯ в воздухе. СКОРОСТЬ СЧЕТА должна быть более 1000 отсчетов в секунду.

Два режима сбора томографической информации при повороте детектора на 360° с числом ПРОЕКЦИЙ в секунду P_j (один — 60, другой — не менее 120 проекций) должны быть выполнены со временем сбора информации $\Delta T_{СБ}$ на проекцию 10 с. Обозначение *j* для «малого» или «большого» числа проекций соответствуют 60 или 120 ПРОЕКЦИЯМ. Время T_j от начала сбора информации от первой ПРОЕКЦИИ до окончания сбора последней ПРОЕКЦИИ должно быть измерено. Соответствующая продолжительность T_j должна быть установлена непосредственно после сбора томографической информации. Должна быть произведена коррекция на распад для различных времен начала сбора информации.

Общее ВРЕМЯ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ДЕТЕКТОРА $T_{pos,j}$ рассчитывают по формуле

$$T_{pos,j} = \frac{(N_{стат,j} - N_{общ,j})T_j}{N_{стат,j}},$$

где $N_{общ,j}$ — число отсчетов во всех ПРОЕКЦИЯХ;

$N_{стат,j}$ — число отсчетов в режиме статического сбора информации.

Среднее ВРЕМЯ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ для ПРОЕКЦИИ $\Delta T_{pos,j}$ рассчитывают по формуле

$$\Delta T_{pos,j} = \frac{T_{pos,j}}{(P_j - 1)},$$

где $T_{pos,j}$ — ВРЕМЯ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ на проекцию *j*;

P_j — число проекций.

Коэффициент коррекции C_j при расчете ОБЪЕМНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ вычисляют по формуле

$$C_j = \frac{\Delta T_{acq,j}}{\Delta T_{acq,j} + \Delta T_{pos,j}},$$

где $\Delta T_{acq,j}$ — время сбора информации на проекцию;

$\Delta T_{pos,j}$ — ВРЕМЯ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ на проекцию.

Коэффициент коррекции C_j рассчитывают и обозначают буквой *j* с соответствующим временем сбора на ПРОЕКЦИЮ $\Delta T_{acq,j}$ 30 с и 15 с. Это значение времени сбора информации соответствует типичной клинической ситуации с общим временем сбора информации 30 мин.

3.3.2 НОРМАЛИЗОВАННАЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ ОБЪЕМА

Измерения должны проводиться с использованием цилиндрического фантома (200 ± 3) мм — внешний диаметр, толщина стенки (3 ± 1) мм, длина (190 ± 3) мм (см. рисунок 2), равномерно наполненного водным раствором $^{ggm}T_c$. Концентрация АКТИВНОСТИ $a_{ср}$, кБк/см^3, должна быть точно определена измерением двух проб раствора на аттестованном колодезном счетчике с учетом коррекции на радиоактивный распад за время измерения (средняя точка интервала сбора информации).

Примечание — Точность результата в большой степени зависит от точного измерения АКТИВНОСТИ доз калибратором или колодезным счетчиком. Трудно откалибровать эти приборы с погрешностью менее 10 %. Если требуется большая точность измерения АКТИВНОСТИ гамма-излучателей, применяют метод расчета.

Фантом располагают так, чтобы его длинная ось совпадала с СИСТЕМНОЙ ОСЬЮ. РАДИУС ВРАЩЕНИЯ R должен быть 20 см. Для каждого КОЛЛИМАТОРА, используемого при режиме SPECT, должен быть собран, по меньшей мере, один миллион отсчетов в статическом режиме и должно фиксироваться время сбора информации T_a (с). Для прямоугольной области интереса (РОИ) в центре изображения фантома число отсчетов $N_{РОИ}$ должно быть зафиксировано. Ширина РОИ должна быть не более 240 мм с тем, чтобы охватить диаметр цилиндра, а длина l 150 мм в аксиальном направлении должна проходить через центр фантома. Затем рассчитывают НОРМАЛИЗОВАННУЮ ОБЪЕМНУЮ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ $S_{норм}$ по формуле

$$S_{норм} = \frac{N_{РОИ}}{a_{ср} T_a l} \cdot C_j \; [cps/(кБк / см^2)],$$

где $N_{РОИ}$ — число отсчетов в РОИ;

$a_{ср}$ — концентрация АКТИВНОСТИ;

T_a — время сбора информации;

l — длина РОИ в аксиальном направлении;

C_j — коэффициент коррекции.

Указывают низкое и высокое значения для различных значений j.

Примечание — Для данного фантома с КОЛЛИМАТОРОМ с параллельными отверстиями НОРМАЛИЗОВАННАЯ ОБЪЕМНАЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ и СИСТЕМНАЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ, измеренные в соответствии с МЭК 60789, пункт 3.1, связаны фиксированным отношением и коэффициентом коррекции C_j.

3.4 Рассеяние

Рассеяние первичного гамма-излучения приводит к искажению информации о месте расположения источника излучения. Изменения в конструкции и исполнении эмиссионных томографов приводят к различной их ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ к рассеянному излучению.

Цель настоящего испытания — измерение относительной системной ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ к рассеянному излучению, выраженному ФРАКЦИЕЙ РАССЕЯНИЯ (ФР), а также значением ФРАКЦИИ РАССЕЯНИЯ в каждом срезе SF_j.

3.4.1 Измерение рассеяния

Измерения проводят с помощью изображения одного ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА в трех различных радиальных положениях в испытательном фантоме, наполненном водой, используя КОЛЛИМАТОР, обычно применяемый при работе томографа в режиме SPECT, круговую орбиту и РАДИУС ВРАЩЕНИЯ 20 см.

Предполагается, что нерассеянные кванты находятся внутри полосы шириной 2 × ПШПМ, находящейся в центре изображения ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА в каждой СИНОГРАММЕ. Ширину полосы выбирают так, чтобы рассеяние было интенсивным точно в середине области, а незначительное число нерассеянных квантов лежало в области более одной ПШПМ от изображения ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА.

Такая ширина функции рассеяния позволяет упростить метод анализа.

Линейную интерполяцию через полосу от точек пересечения кривой рассеяния и полосы шириной 2 × ПШПМ используют для оценки рассеяния в этой полосе. Область под линией интерполяции и область распределения вне полосы составляют оцениваемое рассеяние.

ФРАКЦИИ РАССЕЯНИЯ для распределений однородного источника оценивают в предположении слабой радиальной зависимости.

В этом предположении измерение ФРАКЦИИ РАССЕЯНИЯ для ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА на оси проводят вне области поперечного сечения радиусом 22,5 мм. ФРАКЦИЯ РАССЕЯНИЯ для ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА, находящегося на расстоянии 45 мм от оси, равна нулю в области от 22,5 до 67,5 мм.

ФРАКЦИЯ РАССЕЯНИЯ для ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА на расстоянии 90 мм от оси также равна нулю в зоне от 67,5 до 100 мм (см. рисунок 3). Три значения ФРАКЦИИ РАССЕЯНИЯ определяются областями, к которым они относятся, образуя среднее значение.

Нулевые области соответствуют отношениям 1:8:10,75 соответственно.

3.4.1.1 РАДИОНУКЛИД

Для измерений применяют РАДИОНУКЛИД ^{99m}Tc с АКТИВНОСТЬЮ, меньшей, чем АКТИВНОСТЬ, при которой потери на мертвое время превышают 5 % (МЭК 60789).

3.4.1.2 РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ИСТОЧНИКА

Испытательный фантом должен быть наполнен нерадиоактивной водой, имитирующей среду рассеяния. ЛИНЕЙНЫЙ ИСТОЧНИК должен быть расположен внутри фантома параллельно аксиальной оси цилиндра на расстоянии радиусов от оси 0, 45 и 90 мм. Фантом должен быть центрирован аксиально.

Для томографов с АКСИАЛЬНЫМ ПОЛЕМ ЗРЕНИЯ, большим чем 165 мм, фантом должен быть центрирован в пределах АКСИАЛЬНОГО ПОЛЯ ЗРЕНИЯ.

3.4.1.3 СБОР ИНФОРМАЦИИ

Информация должна собираться от источника, находящегося на одном из указанных в 3.4.1.2 расстояний по радиусу от длинной оси томографа. Информация в виде СИНОГРАММЫ должна собираться для каждого радиального положения ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА. На каждый срез должны собираться не менее 200 000 отсчетов в пределах:

а) АКСИАЛЬНОГО ПОЛЯ ЗРЕНИЯ;

б) центрального поля размером 165 мм, где расположен фантом (выбирают меньшее значение).

3.4.1.4 Обработка информации

Информацию не корректируют на рассеивание или ЗАТУХАНИЕ.

3.4.2 Анализ

Все СИНОГРАММЫ, соответствующие срезам, расположенным на расстоянии не менее 1 см от каждого края фантома, должны быть обработаны.

Таким образом, для томографов с АКСИАЛЬНЫМ ПОЛЕМ ЗРЕНИЯ менее 165 мм должна быть обработана вся информация срезов.

Все ПИКСЕЛЫ в каждой СИНОГРАММЕ, соответствующие точкам, расположенным на расстоянии более 12 см от центра, должны приравниваться к нулю. Для каждого проекционного угла в СИНОГРАММЕ расположение центра ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА должно быть определено нахождением ПИКСЕЛА с наибольшим значением. Каждая ПРОЕКЦИЯ должна быть сдвинута так, чтобы ПИКСЕЛ с максимальным значением совпал с центральным рядом ПИКСЕЛОВ на СИНОГРАММЕ. После повторного выравнивания должна быть определена суммарная ПРОЕКЦИЯ. Отсчеты в ПИКСЕЛАХ на левом и правом концах полосы шириной 2 × ПШПМ $C_{L,I,K}$ и $C_{R,I,K}$ соответственно должны быть получены из суммарной ПРОЕКЦИИ (см. рисунок 4). Линейная интерполяция должна использоваться для нахождения уровней отсчетов ± 1 × ПШПМ от центрального ПИКСЕЛА ПРОЕКЦИИ. Среднеарифметическое значение двух уровней отсчетов $C_{L,I,K}$ и $C_{R,I,K}$ должно быть умножено на число ПИКСЕЛОВ полосы шириной 2 × ПШПМ, причем произведение прибавляют к счету в ПИКСЕЛАХ вне полосы, образуя число рассеянных квантов $C_{S,I,K}$ для среза i и положения источника K.

Общее число отсчетов (рассеянные плюс нерассеянные) $C_{\text{общ},i,k}$ — равно сумме отсчетов во всех ПИКСЕЛАХ в суммарной ПРОЕКЦИИ.

Среднюю АКТИВНОСТЬ $A_{\text{ср},k}$ во время сбора информации за интервал времени $T_{\text{сб},k}$ для ЛИНЕЙНОГО ИСТОЧНИКА в положении K рассчитывают с коррекцией на радиоактивный распад K (каждая средняя точка в интервале времени $T_{\text{сб},k}$ относится к общему начальному времени).

ФРАКЦИЮ РАССЕЯНИЯ SF_i для каждого среза благодаря однородному распределению источника рассчитывают по формуле

$$SF_i = \frac{\left[\frac{C_{S,j,1}}{A_{\text{ср},1}}\right] + 8\left[\frac{C_{S,j,2}}{A_{\text{ср},2}}\right] + 10{,}75\left[\frac{C_{S,j,3}}{A_{\text{ср},3}}\right]}{\left[\frac{C_{\text{общ},j,1}}{A_{\text{ср},1}}\right] + 8\left[\frac{C_{\text{общ},j,2}}{A_{\text{ср},2}}\right] + 10{,}75\left[\frac{C_{\text{общ},j,3}}{A_{\text{ср},3}}\right]},$$

где 1, 2 и 3 обозначают линейные источники с положениями на радиусе 0 , 45 и 90 мм соответственно.

3.4.3 Отчет

Для каждого среза i, информация которого обрабатывается, записывают значение SF_i . Среднее значение SF для ряда значений SF_i также записывают как системную ФРАКЦИЮ РАССЕЯНИЯ для однородных источников.

3.5 Измерение неоднородности изображения в режиме SPECT

В настоящее время надежного метода измерения неоднородности изображения не существует.

3.6 ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ системы в режиме SPECT

3.6.1 ФАНТОМ

Фантом в соответствии со стандартом МЭК 60789 должен соответствовать рисункам 2 и 3.

3.6.2 Источник

Три ТОЧЕЧНЫХ ИСТОЧНИКА с РАДИОНУКЛИДАМИ в соответствии с МЭК 60789, таблица 1, и размерами не более 2 мм в каждом направлении располагают внутри цилиндра, наполненного водой. Ось цилиндра должна совпадать с системной осью. Первый ТОЧЕЧНЫЙ ИСТОЧНИК должен быть расположен на оси цилиндра (см. рисунок 3) в центральной плоскости в направлении Z (см. рисунок 1). Второй ТОЧЕЧНЫЙ ИСТОЧНИК должен быть расположен в радиальном положении на расстоянии не менее 45

и на расстоянии 50 мм от центральной плоскости в направлении Z. Третий ТОЧЕЧНЫЙ ИСТОЧНИК должен находиться в радиальном направлении на расстоянии не менее 90 и 50 мм от центральной плоскости в направлении Z.

3.6.3 Измерения

Чтобы измерить ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ в режиме SPECT, ось фантома должна совпадать с СИСТЕМНОЙ ОСЬЮ и быть ориентирована так, чтобы каждый из двух ТОЧЕЧНЫХ ИСТОЧНИКОВ вне центра пересекали каждый оси *X* или *Y* реконструированного поперечного среза.

Измерения проводят при радиусе вращения 200 мм, если не указано другое значение. Для систем с РАДИУСОМ ВРАЩЕНИЯ менее 200 мм должен быть установлен и зафиксирован максимальный РАДИУС ВРАЩЕНИЯ.

Информация должна собираться с ПИКСЕЛА, размером, равным или меньшим 30 % системной ПШПМ на расстоянии 200 мм от поверхности КОЛЛИМАТОРА с использованием не менее 120 равномерно расположенных по окружности 360° проекционных углов при сборе информации. Размер ПИКСЕЛА и число проекций фиксируют. Три поперечных среза толщиной (10 ± 3) мм должны реконструироваться с использованием фильтра с отсечкой на частоте Найквиста.

Собирают не менее 250000 отсчетов в каждом реконструированном срезе. Три анализируемых среза должны быть расположены в положениях центра фантома и точках, расположенных на расстоянии $\pm$ 50 мм вдоль оси фантома. Профили функции ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ каждого реконструированного поперечного среза должны быть получены как по направлению *X*, так и по направлению *Y* (см. рисунок 5) для того, чтобы определить размер ПИКСЕЛА, его РАДИАЛЬНОЕ и ТАНГЕНЦИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ. Из коронарных или сагиттальных срезов, содержащих три точечных источника, должны быть получены ФУНКЦИИ ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТОЧЕЧНОГО ИСТОЧНИКА в направлении *Z*, чтобы определить размер ПИКСЕЛА и АКСИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ.

3.6.4 Оценка и отчет

По результатам измерений ФУНКЦИЙ ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТОЧЕЧНОГО ИСТОЧНИКА должна быть получена и записана следующая информация:

а) РАДИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ ПШПМ и ЭШ для каждого положения источника в радиальном направлении — по измерениям в соответствии с 3.6.3 (см. рисунки 3, 5, 6 и 7);

б) ТАНГЕНЦИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ ПШПМ и ЭШ в тангенциальном направлении — по измерениям для каждого положения, в соответствии с 3.6.3 (см. рисунки 3, 5, 6 и 7);

в) АКСИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ ПШПМ и ЭШ в аксиальном направлении — по измерениям для каждого положения в соответствии с 3.6.3 (см. рисунки 3, 6 и 7).

4 СОПРОВОДИТЕЛЬНЫЕ ДОКУМЕНТЫ

СОПРОВОДИТЕЛЬНЫЙ ДОКУМЕНТ на каждый ОДНОФОТОННЫЙ ЭМИССИОННЫЙ КОМПЬЮТЕРНЫЙ ТОМОГРАФ должен включать в себя следующую информацию:

4.1 Разделы МЭК 60789, глава 4:

3.1.1 — измерение калибровки ЦВ, наклона головки детектора;

3.2 — измерение смещения отверстий КОЛЛИМАТОРА.

4.2 Пространственное разрешение системы в режиме SPECT:

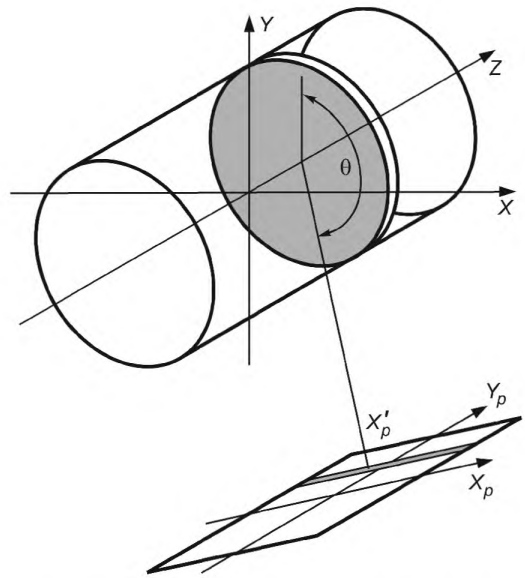
- ПОПЕРЕЧНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ (РАДИАЛЬНОЕ и ТАНГЕНЦИАЛЬНОЕ), АКСИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ по 3.6.4;
- аксиальный размер ПИКСЕЛА, трансаксиальный размер ПИКСЕЛА по 3.6.3.

4.3 ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ:

- ВРЕМЯ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ДЕТЕКТОРА по 3.3.1;
- НОРМАЛИЗОВАННАЯ ОБЪЕМНАЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ по 3.3.2.

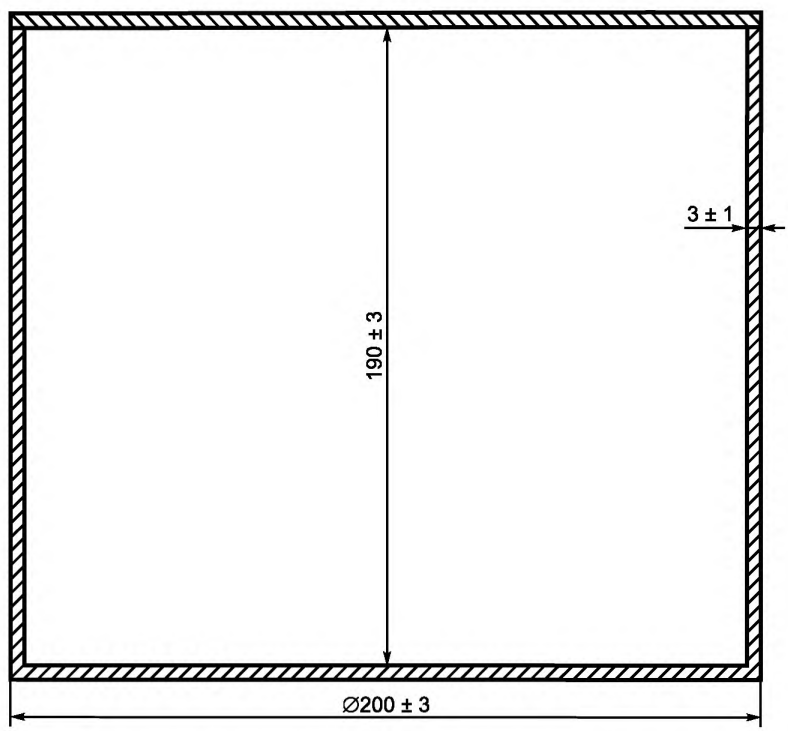
5 Фракция рассеяния:

ФРАКЦИИ РАССЕЯНИЯ SF_i и SF по 3.4.3.



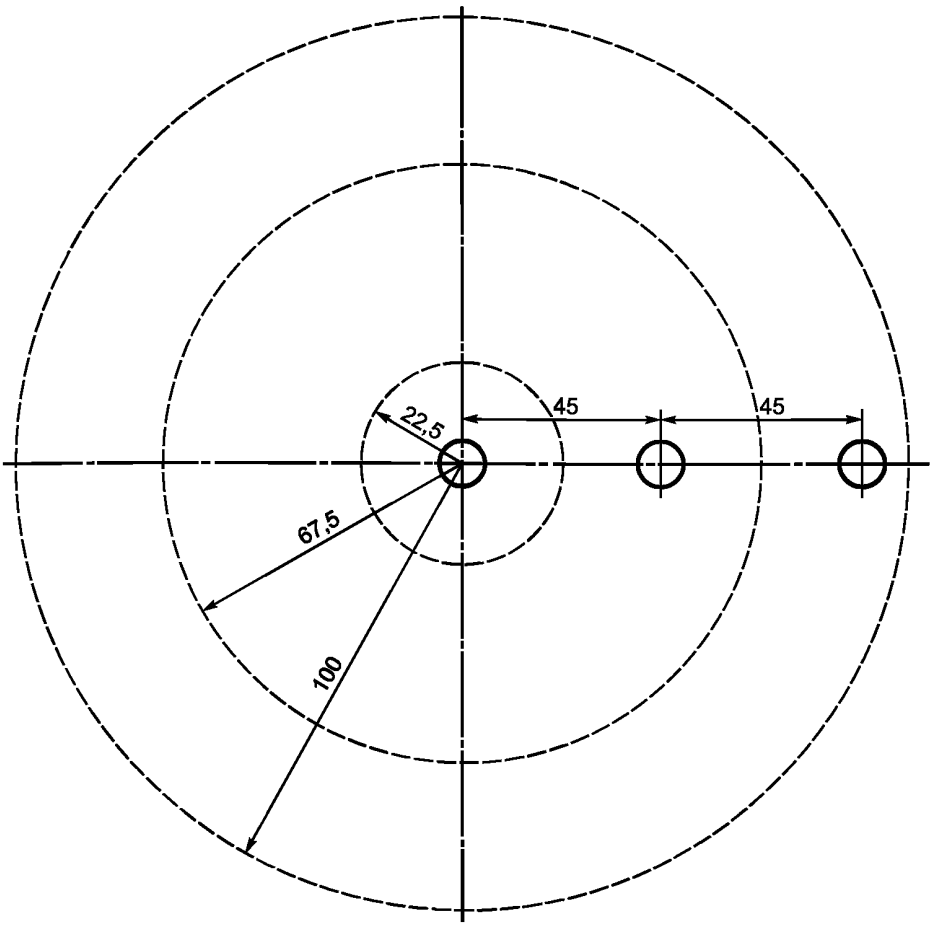
Примечание — СИСТЕМА КООРДИНАТ X, Y, Z — в центре ТОМОГРАФИЧЕСКОГО ОБЪЕМА (в виде цилиндра); Z — СИСТЕМНАЯ ОСЬ. СИСТЕМА КООРДИНАТ ПРОЕКЦИИ X_p Y_p показана для проекционного угла Θ. Для угла Θ одномерная ПРОЕКЦИЯ отмеченного на рисунке среза имеет зону в координатах X_p Y_p, отмеченную штриховкой. В пределах этой зоны ЦЕНТР ВРАЩЕНИЯ проектируется на координату X_p.

Рисунок 1 — Геометрия проекций



Примечание — Материал: полиметилметакрилат.

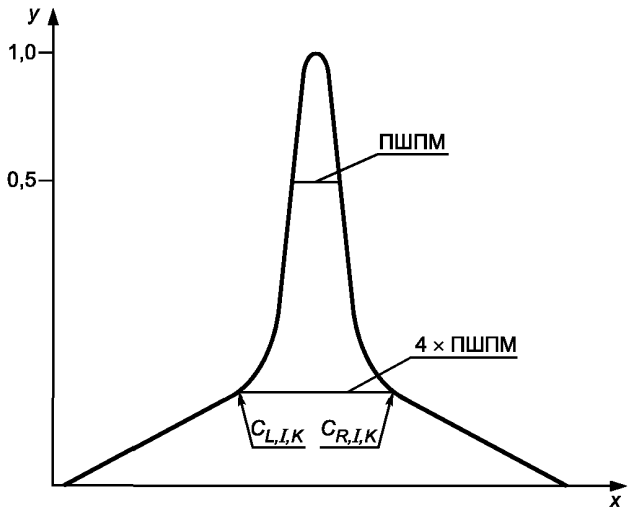
Рисунок 2 — Цилиндрический фантом головы



Примечание 1 — Материал: полиметилметакрилат.

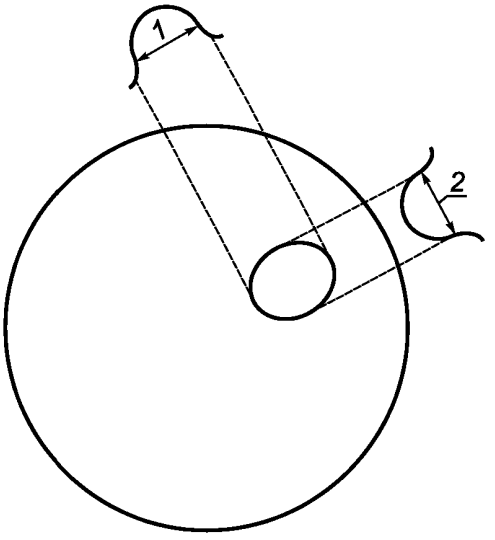
Примечание 2 — Установочная плата заменяет крышку фантома головы. Держатели источника представляют собой трубки, длина которых достаточна для того, чтобы разместить их внутри фантома головы. Кроме того, на рисунке показаны штриховыми линиями весовые области для измерения рассеивания

Рисунок 3 — Фантом с держателями для источника рассеянного излучения



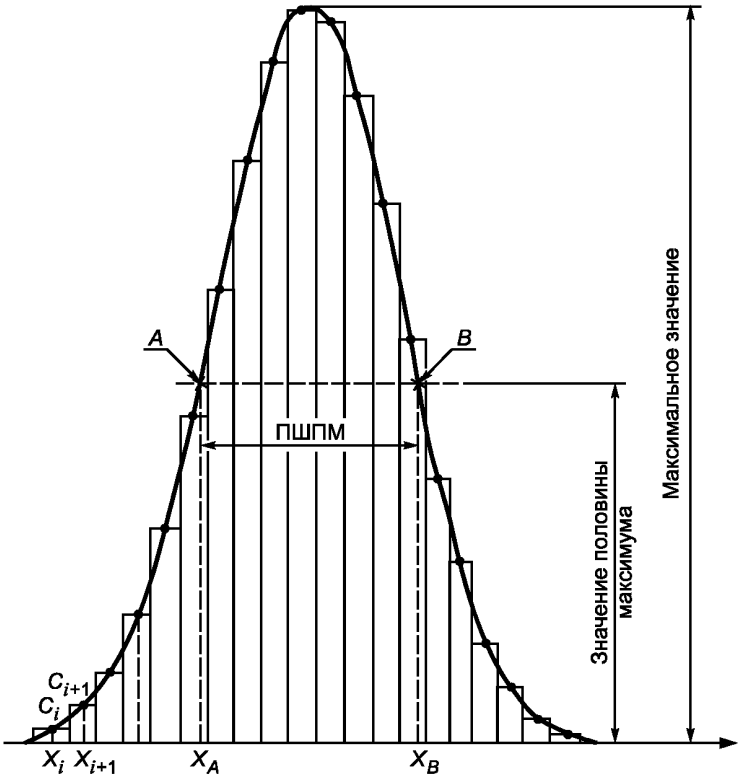
П р и м е ч а н и е — В суммарной ПРОЕКЦИИ рассеяние оценивают счетом вне полосы шириной 2 × ПШПМ плюс счет в область ниже линии $C_{L,\ I,\ K} - C_{R,\ I,\ K}$.

Рисунок 4 — Оценка фракции рассеяния



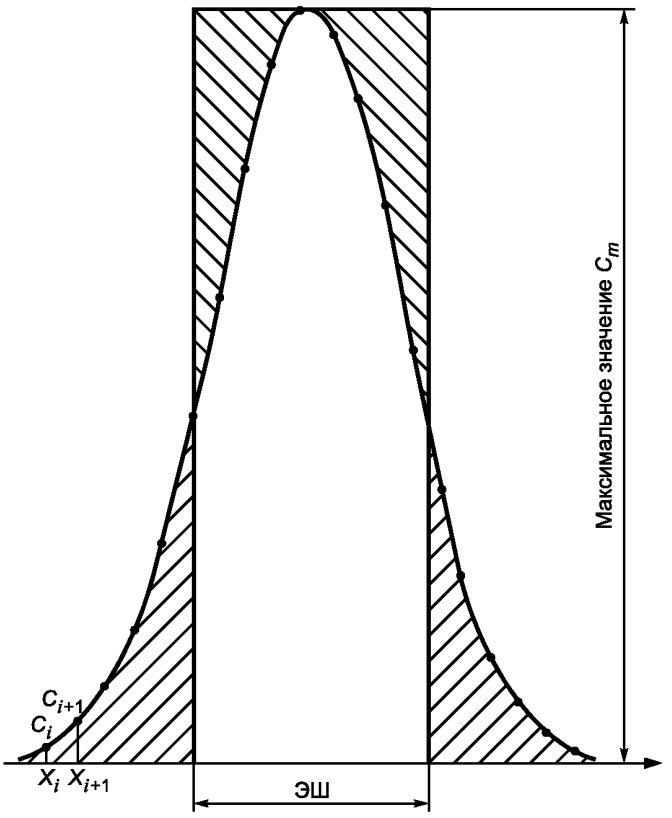
1 — РАДИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ;
2 — ТАНГЕНЦИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ

Рисунок 5 — Поперечное разрешение



Примечание — *A* и *B* — точки, где интерполированная кривая СКОРОСТИ СЧЕТА пересекает линию значений половины максимума, тогда ПШПМ = $X_B - X_A$.

Рисунок 6 — Оценка ПШПМ



П р и м е ч а н и е — Эквивалент ширины ЭШ задан шириной прямоугольника, площадь которого равна площади внутри функции линейного распределения, и максимальным значением C_m.

$$ЭШ = \Sigma\ (I_i \cdot P_w)/\ C_m\ .$$

Ширина ПИКСЕЛА P_w равна $X_i + 1_i^{-X}$; области, заштрихованные с разным наклоном штрихов, равны

Рисунок 7 — Оценка ЭКВИВАЛЕНТА ШИРИНЫ (ЭШ)

Приложение А
(справочное)

Указатель терминов

Таблица А.1

Термин	Подкласс
МЭК 60788:МР-..-	
МЭК 60789:раздел 2	
МЭК 61675-1:раздел 2	
МЭК 61675-2:раздел 2	
АКСИАЛЬНАЯ ШИРИНА СРЕЗА	61675-1:2.4.3
АКСИАЛЬНОЕ ПОЛЕ ЗРЕНИЯ	2.2.2.7.2
АКСИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ	2.5.2
АКТИВНОСТЬ	МР-13-18
ВОКСЕЛ	2.3.2
ВРЕМЯ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ	2.8.1
ВРЕМЯ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ДЕТЕКТОРА	2.8.1
ВЫНЕСЕННОЕ НАЧАЛО КООРДИНАТ	2.1.5
ГАММА-КАМЕРА	МР-34-03
ДЕТЕКТОРНАЯ ГОЛОВКА	МР-34-09
ЗАТУХАНИЕ	МР-12-08
КОЛЛИМАТОР	МР-34-05
ЛИНЕЙНЫЙ ИСТОЧНИК	2.9.2
МАТРИЦА ИЗОБРАЖЕНИЯ	2.3
НАКЛОН ДЕТЕКТОРНОЙ ГОЛОВКИ	2.8.2
НОРМАЛИЗОВАННАЯ ОБЪЕМНАЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ	2.6.2
ОБЩЕЕ ПОЛЕ ЗРЕНИЯ	2.2.2.7
ОБЪЕМНАЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ	2.6.1
ОДНОФОТОННАЯ ЭМИССИОННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ (SPECT)	2.8
ОКНО ИМПУЛЬСНОГО АМПЛИТУДНОГО АНАЛИЗАТОРА	МР-34-23
ПИКСЕЛ	2.3.1.1
ПЛОСКОСТЬ ИЗОБРАЖЕНИЯ	2.2.2.6
ПОЛНАЯ ШИРИНА НА ПОЛОВИНЕ МАКСИМУМА (ПШПМ)	МР-73-02
ПОЛНАЯ ТОМОГРАФИЯ	2.2.1
ПОПЕРЕЧНАЯ ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ	2.4.3
ПОПЕРЕЧНОЕ ПОЛЕ ЗРЕНИЯ	2.2.2.7.1
ПОПЕРЕЧНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ	2.5.1
ПРОЕКЦИОННЫЙ ЛУЧ	2.2.2.2
ПРОЕКЦИОННЫЙ УГОЛ	2.2.2.3
ПРОЕКЦИЯ	2.2.2.1
ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ	2.5

Окончание таблицы А.1

Термин	Подкласс
РАДИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ	2.5.1.1
РАДИОНУКЛИД	МР-11-22
РАДИУС ВРАЩЕНИЯ	2.8.3
СИНОГРАММА	2.2.2.4
СИСТЕМА КООРДИНАТ	2.1.1
СИСТЕМА КООРДИНАТ ПРОЕКЦИЙ	2.1.3
СИСТЕМНАЯ ОСЬ	2.1
СКОРОСТЬ СЧЕТА	61675-1:2.7.2
СРЕЗ ОБЪЕКТА	2.2.2.5
ТАНГЕНЦИАЛЬНОЕ РАЗРЕШЕНИЕ	2.5.1.2
ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ ОБЪЕМ	2.2.2.7
ТОМОГРАФИЯ	МР-41-15
ТОЧЕЧНЫЙ ИСТОЧНИК	2.9.1
ТРИКСЕЛ	2.3.1.2
ФИЗИЧЕСКАЯ ФУНКЦИЯ ТОЧЕЧНОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ	2.4.2
ФИКСИРОВАННАЯ СИСТЕМА КООРДИНАТ	2.1.2
ФРАКЦИЯ РАССЕИВАНИЯ	2.7
ФУНКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТОЧЕЧНОГО ИСТОЧНИКА (ФТР)	2.4
ЦЕНТР ВРАЩЕНИЯ	2.1.4
ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ	60789:2.6
ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ СРЕЗА	60675-1:2.6.1
ЭКВИВАЛЕНТ ШИРИНЫ (ЭШ)	2.5.3
ЭКСПЛУАТАЦИОННЫЕ ДОКУМЕНТЫ	МР -82-01
ЭЛЕМЕНТ МАТРИЦЫ	2.3.1
ЭМИССИОННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ	2.2.2

Приложение В
(справочное)

Сведения о соответствии национальных стандартов Российской Федерации ссылочным международным стандартам

Обозначение ссылочного международного стандарта	Обозначение и наименование соответствующего национального стандарта
МЭК 61675-1—98	ГОСТ Р МЭК 61675-1—2006 Устройства визуализации радионуклидные. Характеристики и условия испытаний. Часть 1. Позитронные эмиссионные томографы
МЭК 60788:1984	*
МЭК 60789:1992	ГОСТ Р МЭК 60789—99 Характеристики и методы испытаний радионуклидных визуализирующих устройств гамма-камер типа Ангера
* Соответствующий национальный 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.	

УДК 616.71-77-034:621.882.15: 006-354 ОКС 19.100 Е84 ОКП 94 4220

Ключевые слова: РАДИОНУКЛИДЫ, однофотонные эмиссионные томографы, ЦЕНТР ВРАЩЕНИЯ, ПРОЕКЦИЯ, ПОЛНАЯ ТОМОГРАФИЯ, ПИКСЕЛ, ТРИКСЕЛ, разрешение, СИНОГРАММА, МАТРИЦА ИЗОБРАЖЕНИЯ

Редактор *В.Н. Копысов*
Технический редактор *Н.С. Гришанова*
Корректор *Е.М. Капустина*
Компьютерная верстка *И.А. Налейкиной*

Сдано в набор 27.09.2006. Подписано в печать 30.10.2006. Формат 60 × 84 1/8. Бумага офсетная. Гарнитура Ариал. Печать офсетная. Усл. печ. л. 2,32. Уч.-изд. л. 1,70. Тираж 115 экз. Зак. 756. С 3403.

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