

Д.А. Муслимов, А.С. Лелюхин

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ИЗМЕРЕНИЯ АНОДНОГО НАПРЯЖЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ

Аннотация

В статье обсуждается проблема измерения напряжения генерирования тормозного излучения. Рассмотрены операционные параметры и проанализированы требования стандарта к приборам для неинвазивного контроля анодного напряжения. Представлена сравнительная таблица, отражающая возможности современных рентгеновских тестеров. Раскрыта суть двухэнергетического радиационного метода измерений. Выявлены недостатки косвенного метода нахождения практического пикового напряжения.

Точность выполнения уставок анодного напряжения является одним из факторов, определяющих радиационное воздействие на пациентов и персонал при выполнении радиологических исследований. Требования радиационной безопасности предусматривают периодический контроль соответствия заданных и реальных значений анодного напряжения. Причем специфика эксплуатации медицинского рентгеновского оборудования такова, что измерения должны осуществляться без вмешательства в электрическую схему рентгеновского аппарата, на основе анализа радиационного излучения.

Существующие схемы питания рентгеновских трубок предполагают использование различных форм анодного напряжения, что вносит неоднозначность в определение потенциала анода радиационными методами. В связи с этим для характеристики анодного напряжения используют несколько параметров [1], [2]:

- абсолютное пиковое напряжение (kVp_{abs}), соответствующее максимальному значению анодного напряжения за время экспозиции;
- среднее пиковое напряжение (kVp_{mean}), представляющее собой среднее значение приложенного напряжения в течение экспозиции;
- эффективное пиковое напряжение (kVp_{eff}), определяемое как эквивалентное заданному постоянному напряжению, помноженное на априорно известный фактор формы волны и обеспечивающее аналогичный контраст в изображении объекта [2];
- практическое пиковое напряжение (PPV), устанавливаемое как постоянное напряжение, создающее на рентгенограмме такой же контраст заданного объекта, как и напряжение испытываемой формы [3], [4].

В случае неизменного потенциала анода все перечисленные величины принимают одно и то же значение. Однако при наличии пульсаций они различаются тем больше, чем больше величина пульсаций. Последнее обусловлено неэквивалентностью спектров излучения, воздействующего на объект при неизменном и меняющемся потенциалах анода.

Принятый в 2008 г. в РФ стандарт [4] регламентирует требования, которым должны удовлетво-

рять приборы для неинвазивного измерения напряжения на рентгеновской трубке, и задает PPV как операционный параметр, применяемый в качестве измеряемой величины для напряжения любой формы. Согласно стандарту, «эта величина устанавливает связь между спектральным распределением рентгеновского излучения и свойствами изображения» и рассчитывается по формуле

$$\hat{U} = \frac{\int_{U_{min}}^{U_{max}} p(U)w(U)UdU}{\int_{U_{min}}^{U_{max}} p(U)w(U)dU},$$

где $P(U)$ – функция распределения вероятностей для напряжения U , удовлетворяющая в интервале напряжений от U_{min} до U_{max} условию нормировки

$$\int_{U_{min}}^{U_{max}} p(U)dU = 1;$$

$w(U)$ – весовая функция, полученная теоретически в [6]; U_{max} , U_{min} – наибольшее и наименьшее значения напряжения соответственно. Введение весовой функции позволило определить PPV как «постоянный потенциал, обеспечивающий такой же контраст воздушной кермы позади определенного фантома, как и при постоянном тестовом напряжении» [4].

В работе [6] было выявлено, что PPV , измеренное инвазивно на аноде рентгеновской трубки, и так называемое контрастно-эквивалентное анодное напряжение (CEV), найденное по кривой контраста заданного фантома, практически идентичны по значениям и слабо зависят как от угла наклона анода, так и от формы кривой анодного напряжения. В результате выполненных исследований [7] было доказано, что в силу «идентичности» PPV и CEV практическое пиковое напряжение может быть измерено как инвазивно – электрическим способом непосредственно на аноде рентгеновской трубки, так и неинвазивно – по контрасту воздушной кермы.

Рентгенооптическая схема метода формирования кривой контраста тонкого алюминиевого фильтра на фоне массивного фантома из полиметилме-

такрилата (ПММА) включает в себя [7]: рентгеновский излучатель; фантом из ППМА; фантом в виде тонкой пластины из алюминия; ионизационную камеру, фиксирующую значения воздушной кермы. Расстояния и геометрические размеры фантомов задаются таким образом, чтобы ионизационная камера находилась в тени дополнительного фильтра.

Вопрос оптимизации линейных размеров фантомов в направлении просвечивания обсуждался в работе [6], где было показано, что при выборе параметров фильтров необходимо исходить из условия минимального искажения формы спектрального распределения контрастирующим материалом. Последнее обеспечивается выполнением неравенства $\mu_p d_p \gg \mu_c d_c$, где μ_p и μ_c – линейные коэффициенты ослабления излучения в материале фантома и в контрастирующем материале соответственно; d_p и d_c – линейные размеры фантома и контрастирующего материала в направлении просвечивания.

Методика измерения CEV заключается в следующем: в поле рентгеновского пучка размещают рентгеновские фантомы и ионизационную камеру. Далее, в течение времени экспозиции, измеряется количество электричества, производимое ионизационной камерой за фантомом из ПММА, первый раз – при наличии дополнительного фильтра и второй раз – в его отсутствие.

Отношение найденных значений электрических зарядов определяет радиационный контраст дополнительного фильтра, заданный в общем случае уравнением [6]:

$$C_k = \frac{\sum_{i=1}^n E_i \mu_{tr} \phi_E(E_i) \exp(-\mu_p(E_i) d_p)}{\sum_{i=1}^n E_i \mu_{tr} \phi_E(E_i) \exp(-(\mu_p(E_i) d_p + \mu_c(E_i) d_c))}$$

где E_i – энергия падающих фотонов в интервале i ; μ_{tr} – коэффициент электронного преобразования для воздуха; $\phi_E(E_i)$ – поток фотонов с энергией E_i . Далее формируется калибровочный график, представляющий собой зависимость измеряемого значения контраста от приложенного постоянного потенциала анода.

Затем, по известной зависимости $C_k = f(U_a)$, находят значение контрастно-эквивалентного напряжения, равного PPV , в широком интервале анодных напряжений и суммарной фильтрации [7].

Однако непосредственное измерение PPV по контрасту воздушной кермы в условиях лечебно-профилактического учреждения реализовать сложно. Стандарт предусматривает упрощенную схему измерений, предложенную в работе [6], заключающуюся в нахождении дискретного распределения вероятности $P(U_i)$ появления напряжения U_i в интервале $[U_i - \Delta U/2, U_i + \Delta U/2]$ и расчете PPV по формуле

$$\hat{U} = \frac{\sum_{i=1}^n p(U_i) w(U_i) U_i}{\sum_{i=1}^n p(U_i) w(U_i)}$$

Если U_i определено в киловольтах, то весовая функция в диапазоне анодных напряжений, соответствующем общей рентгенодиагностике, может быть рассчитана согласно выражению

$$w(U_i) = \begin{cases} 0 \rightarrow U_i < 20 \text{ кВ}; \\ \exp(aU_i^2 + bU_i + c) \rightarrow 20 \text{ кВ} \leq U < 36 \text{ кВ}; \\ dU_i^4 + eU_i^3 + fU_i^2 + gU_i + h \rightarrow 36 \text{ кВ} \leq U < 150 \text{ кВ}, \end{cases}$$

где a, b, c, d, e, f, g, h – константы, значения которых приведены в стандарте.

В случае, если частота выборок не меняется, вероятность $P(U_i)$ принимается равной единице и формула приводится к более простому виду:

$$\hat{U} = \frac{\sum_{i=1}^n w(U_i) U_i}{\sum_{i=1}^n w(U_i)}$$

где $U_i = i \cdot \Delta U$. Как отмечается в работе [6], введение нового операционного параметра не требует кардинальной перестройки традиционной схемы функционирования неинвазивных киловольтметров. Поскольку большинство коммерческих приборов способны фиксировать мгновенное пиковое значение напряжения и регистрировать характер изменения напряжения за время экспозиции, то фактически любой тестер может измерять суммы

$$\sum_{i=1}^n w(U_i) U_i$$

и

$$\sum_{i=1}^n w(U_i)$$

в режиме on-line и затем рассчитывать PPV по заданному алгоритму.

Стандарт [4] предписывает для характеристики анодного напряжения использовать практическое пиковое напряжение и требует, чтобы средства неинвазивного контроля имели возможность его измерения. Тем не менее из представленного на рынке многообразия приборов можно выделить лишь несколько, удовлетворяющих стандарту и внесенных в Государственный реестр средств измерений РФ [8].

Заметим, что приборы для неинвазивного контроля параметров рентгеновских аппаратов, как правило, являются многофункциональными устройствами, включающими в себя ряд модулей, благодаря чему обеспечивается, по сути, весь спектр измерений, предусмотренный санитарными правилами и нормами [9]. В табл. 1 приведены наиболее популярные на сегодняшний день модели неинвазивных рентгеновских тестеров и дана краткая характеристика их возможностей только в отношении определения анодного напряжения. Более подробный анализ метрологических и технико-экономических показателей средств контроля параметров рентгеновских аппаратов можно найти в работах [10]-[12].

Современные приборы неинвазивного контроля и краткая характеристика способов, применяемых для измерения анодного напряжения

Прибор/производитель/номер в Государственном реестре средств измерений РФ	Измеряемые параметры	Диапазон измерений/предел основной погрешности
Способ измерения		
Victoreen NERO™ mAx Model 8000/Victoreen Inc. (Fluke Corporation), США/рег. № 21426-01	kVp_{abs} ; kVp_{mean} ; PPV	22...160 кВ/ ±1,0 % или ±0,5 кВ
Напряжение генерирования вычисляется по отношению сигналов, пропорциональных величине анодного напряжения, возникающих под действием ионизирующего излучения на выходе двух твердотельных детекторов, расположенных за фильтрами в выносном детекторе. Диапазоны измерения устанавливаются вручную, путем выбора соответствующей комбинации фильтров. Время преобразования сигналов составляет 480 мс при частоте выборки 100 кГц [14], [15]		
TNT 12000 X-Ray Test Device/Fluke Corporation, США/в реестр не внесен	kVp_{abs} ; kVp_{mean} ; PPV	22(40)...150 кВ/ ±2,0 % или ±1 кВ
Для измерения напряжения генерирования на рентгеновской трубке используется линейная матрица твердотельных детекторов, размещаемая в плоскости, перпендикулярной распространению рентгеновского пучка. Часть линейки используется для измерения в режимах рентгенографии и рентгеноскопии, часть – в режиме маммографии. Подстройка под фильтрацию и форму волны напряжения осуществляется автоматически [14]. Методика измерений в документации, размещенной в свободном доступе, подробно не раскрывается		
DiaVolt Multi (T43016)/PTW-Freiburg, Германия/рег. № 33737-07	kVp_{abs} ; kVp_{mean} ; PPV	40...150 кВ/ ±1,0 % или ±1 кВ
Напряжение генерирования на рентгеновской трубке измеряется методом двух фильтров путем определения разности значений сигналов от двух полупроводниковых детекторов, установленных позади фильтров различной толщины. Под действием рентгеновского излучения в детекторах возникает сигнал, пропорциональный керме в воздухе. Измерение напряжения начинается автоматически, при превышении измеряемым сигналом уровня встроенного триггера. Минимальное время измерения составляет 6 мс [16], [17]		
DIAsset UNIVERSAL X-ray QC/PTW-Freiburg, Германия/рег. № 34724-09	kVp_{abs} ; kVp_{mean} ; PPV	22...150 кВ/ ±1,0 % или ±1 кВ
Принцип действия прибора аналогичен модели DiaVolt Multi (T43016) [16], [18].		
Unfors Xi/Unfors Instrument AB, Швеция/рег. № 35046-07	kVp_{mean}	35...160 кВ/ ±2,0 %
Внешний блок детектирования в зависимости от назначения может содержать от 6 до 8 пар полупроводниковых детекторов, расположенных за фильтрами разной толщины и регистрирующих рентгеновское излучение. Принцип работы заключается в преобразовании полупроводниковыми детекторами энергии ионизирующих излучений в электрический сигнал, регистрации зависимости изменения мощности дозы излучения от времени и в последующей обработке полученной зависимости по специальному для каждой измеряемой величины алгоритму с использованием калибровочных коэффициентов [19], [20]		
Unfors Mult-O-Meter/Unfors Instrument AB, Швеция/рег. № 35047-07	kVp_{mean}	22...150 кВ/ ±3,0 %
Принцип действия прибора аналогичен модели Unfors Xi [19], [21]		
40X12-W Accu-kV/Radcal Corporation, США/в реестр не внесен	kVp_{abs} ; kVp_{mean} ; PPV	40...160 кВ/ ±1,0 % или ±1 кВ
Методика измерений в документации, размещенной в свободном доступе, не раскрывается [22]		
Piranha (Barracuda)/RTI Electronics AB, Швеция/в реестр не внесен	kVp_{abs}	35...155 кВ/ ±1,5 %
Методика измерений в документации, размещенной в свободном доступе, не раскрывается [23]		
Gammex 245/Gammex, Inc., США/в Госреестр не внесен	kVp_{abs} ; kVp_{eff}	22...200 кВ/ ±2,0 % или ±1 кВ
Согласно описанию, для определения анодного напряжения используется двухэнергетический метод измерений [24]		
Gammex 330/Gammex, Inc., USA/в Госреестр не внесен	kVp_{abs} ; kVp_{mean} ; PPV	22...150 кВ/ ±1,0 % или ±1 кВ
Согласно описанию, для определения анодного напряжения используется двухэнергетический метод измерений [24]		
УКРЭХ/НПЦ медицинской радиологии, Россия/рег. № 22584-02	Анодное напряжение	40...125 кВ/ ±5,0 %
Чувствительными элементами являются детекторы типа сцинтиллятор-фотодиод, перед которыми установлены медные фильтры различной толщины. Устройство содержит три независимых канала детектирования. Диапазон измерений разделен на два поддиапазона 40...70 и 70...125 кВ, выбор которых осуществляется вручную. Анодное напряжение находится по калибровочной кривой, представляющей собой зависимость разности логарифмов сигналов двух детекторов от приложенного потенциала анода. Детальное описание прибора можно найти в работах [25], [26]		

Конструктивно приборы для неинвазивного контроля, как правило, содержат базовый модуль, выполняющий функции управления, контроля и визуализации, и выносные блоки, осуществляющие непосредственное преобразование потока ионизирующего излучения в адекватный электрический сигнал.

Анализируя содержание табл. 1, можно сделать вывод о том, что для измерения анодного напряжения обычно используется комбинация двух или более каналов детектирования, обладающих различной спектральной чувствительностью. В работе [13] выделяют три способа неинвазивного определения напряжения в приборах с двумя детекторами:

- нахождение напряжения по отношению токов двух детекторов – «низкоэффективного», с $Z_{эфф.} \approx Z_{воздуха}$, и «высокоэффективного», с $Z_{эфф.} > Z_{воздуха}$, где $Z_{эфф.}$ и $Z_{воздуха}$ – эффективные атомные номера детекторов и воздуха соответственно;
- нахождение напряжения по отношению токов двух одинаковых детекторов с различной фильтрацией рентгеновского излучения по входу, задаваемой толщиной и эффективным атомным номером материалов фильтров;
- нахождение напряжения по отношению токов двух детекторов, как обладающих различной спектральной чувствительностью, так и имеющих различную фильтрацию рентгеновского излучения по входу.

Мгновенное значение анодного напряжения вычисляют по разности логарифмов сигналов J_1 и J_2 , регистрируемых на выходе каждого из детекторов:

$$U_a = f(\ln J_1 / J_2).$$

А практическое пиковое напряжение рассчитывается по формуле

$$\hat{U} = \frac{\sum_{j=1}^m w(U_a(t_j)) \cdot U_a(t_j)}{\sum_{j=1}^m w(U_a(t_j))},$$

где $U_a(t_j)$ – экспериментально полученная зависимость анодного напряжения от времени при частоте выборок много больше частоты следования рентгеновских импульсов длительностью T : $m / T \gg 1 / T$.

Рассмотрим принцип работы рентгеновского тестера на примере неинвазивного киловольтметра «Victoreen» модели 4000M+.

Данная модель предназначена для измерения абсолютного, среднего и эффективного пиковых напряжений в диапазоне от 27 до 155 кВ при относительной погрешности $\pm 2\%$. Преобразование осуществляется парой фотодиодов, регистрирующих свечение кристаллов CsI, облучаемых тормозным излучением через дифференциальный медный фильтр. Фильтр имеет шесть стандартных положений, выбираемых вручную. Выбор соответствует

поддиапазнам измерений 27...42, 35...60, 50...85, 70...120, 100...155 кВ или режиму калибровки – положение *СНК*.

Суть метода измерений состоит в следующем. На входе двух идентичных каналов детектирования устанавливают спектросмещающие фильтры толщиной x и $x + \Delta x$, соответствующие выбранному диапазону анодных напряжений. На выходе усилителей будут зарегистрированы сигналы J_1 и J_2 , пропорциональные интенсивности ионизирующего излучения J_{in} , присутствующего на входе каждого из фильтров:

$$\begin{cases} J_1 = J_{in} \exp(-\mu \cdot \rho \cdot x); \\ J_2 = J_{in} \exp(-\mu \cdot \rho \cdot (x + \Delta x)), \end{cases}$$

где μ – массовый коэффициент ослабления излучения в материале фильтра; ρ – плотность материала фильтра.

Выражая разность логарифмов двух сигналов, получим $\ln J_1 / J_2 = \mu \cdot \rho \cdot \Delta x$, откуда

$$\mu = \frac{1}{\rho \cdot \Delta x} \ln \frac{J_1}{J_2},$$

где ρ и Δx не зависят от энергии пучка и не изменяются в процессе измерений. С другой стороны, определенным таким образом массовый коэффициент ослабления соответствует некоторой эффективной энергии падающего излучения, являющейся функцией напряжения на аноде рентгеновской трубки.

В общем случае массовый коэффициент ослабления как функцию напряжения генерирования можно выразить формулой $\mu = C_1 \cdot U_a^{C_2}$, где C_1 и C_2 – константы, определяемые при калибровке прибора. Нетрудно видеть, что по соотношению регистрируемых сигналов и значению μ , можно рассчитать величину приложенного анодного напряжения.

В практике контроля параметров рентгеновских аппаратов измерение анодного напряжения всегда являлось проблемой, поскольку существовала неоднозначность в оценке электрических параметров и в их отношении к эффекту, воспроизводимому на рентгеновской пленке [27]. Введение в качестве измеряемой величины *PPV* должно было снять эту проблему. Причем методика измерений *PPV* предполагала, что существующие приборы, регистрирующие пиковое напряжение, легко адаптировать под измерение нового операционного параметра. По сути, необходима была только программная доработка, а аппаратная часть не изменялась. Однако рассмотренный выше метод измерений пикового напряжения критичен к величине суммарной фильтрации рентгеновского пучка и требует априорного задания диапазона для ожидаемого значения напряжения. Кроме того, на результаты измерений *PPV* оказывают влияние скорость изменения рентгеновского импульса, частота выборок, с которой фиксируются мгновенные значения напряжений, и характер изменения мощности дозы излучения за время экспозиции [28], [29]. Одной из особенностей коммерческих приборов, измеряющих практическое пиковое напряжение, является то, что

они запускаются от самого рентгеновского импульса по порогу, определяемому текущим значением мощности дозы. В итоге устройство регистрирует не весь рентгеновский импульс, а только его часть, что приводит к занижению данных и появлению ненормируемой систематической погрешности при вычислении *PPV*.

Как было выявлено в [28], в результате расчета *PPV* по неполному рентгеновскому импульсу систематическая ошибка измерений может достигать 8 %, хотя, согласно стандарту, максимальная относительная погрешность измерений *PPV* не должна превышать ± 2 %.

В работе [30] были сопоставлены данные прямых инвазивных измерений, выполненных с помощью делителя напряжения, и косвенных, осуществленных посредством неинвазивных рентгеновских тестеров двух разных производителей. Оказалось, что значения, получаемые неинвазивно, во многих случаях не укладывались в пределы погрешности, оговоренной в стандарте [3]. Причем расхождения были тем больше, чем больше была величина пульсаций анодного напряжения.

Добиться снижения погрешности можно путем разработки нового радиационного метода прямых измерений практического пикового напряжения. Одним из возможных вариантов прямого измерения *PPV* может стать метод определения параметров рентгеновского пучка по кривым абсорбции излучения в веществе тестового фильтра. Проблема восстановления параметров рентгеновского пучка по характеру затухания излучения поднималась в работах [31]-[34]. Однако данные работы не имели практического продолжения ввиду сложности решения обратной некорректно поставленной задачи восстановления спектрального состава излучения по кривой абсорбции в условиях большой неопределенности исходных данных.

Известны также более ранние работы [35], [36], где предлагалось для измерения пикового напряжения использовать кривую затухания излучения. Но несовершенство технических средств измерений не позволило авторам развить предложенную методику.

Сложность разработки приборов неинвазивного контроля обуславливается тем, что спектральное распределение излучения в общем случае зависит от совокупности факторов: суммарной фильтрации, формы кривой анодного напряжения, материала анода и угла наклона анода.

На сегодняшний день задача поиска прямого радиационного способа измерения практического пикового напряжения остается актуальной.

Список литературы:

1. *Ranallo F.N.* The Noninvasive Measurement of X-Ray Tube Potential. – Medical Physics Department, PhD Thesis, University of Wisconsin. 1993.
2. *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice.* – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2007.
3. IEC 61676:2002 Medical electrical equipment – Dosimetric instruments used for non-invasive measurement of X-ray tube voltage in diagnostic radiology.
4. ГОСТ Р МЭК 61676-2006 Медицинское электрическое оборудование. Дозиметрические приборы, используемые для неинвазивного измерения напряжения на рентгеновской трубке в диагностической радиологии.
5. *Жутяев С.Г., Смелик Г.И., Мишкинис А.Б., Мишкинис Б.Я., Чикирдин Э.Г.* Спектральное распределение тормозного излучения в рентгеновских трубках с вольфрамовым анодом // Медицинская техника. 2001. № 4. С. 3-5.
6. *Kramer H.-M., Selbach H.-J, Ples W.J.* The practical peak voltage of diagnostic X-ray generators // Br. J. Radiol. 1998. 71. PP. 200-209.
7. *Baorong Y., Kramer H.-M., Selbach H.-J, Lange B.* Experimental determination of practical peak voltage // Br. J. Radiol. 2000. 73. PP. 641-649.
8. Всероссийский научно-исследовательский институт метрологической службы, Государственный реестр средств измерений, допущенных к использованию в Российской Федерации / <http://www.vniims.ru/>.
9. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований: 2.6.1.1192-03. – М.: ФЦГСЭН, 2003. 76 с.
10. *Нурлыбаев К., Синников Л.Л., Ярына Д.В.* Метрологическое обеспечение средств контроля электрических и радиационных параметров рентгеновских аппаратов // АНРИ. 2007. № 2. С. 53-57.
11. *Шалимов С.В.* Техничко-экономическое сравнение приборов для контроля РДА // Медицинский алфавит. Радиология. 2008. № 2. С. 6-8.
12. *Владимиров Л.В., Владимиров Ю.Л., Козлов А.А.* Радиационные методы контроля параметров рентгенодиагностических аппаратов // Медицинская техника. 2007. № 5. С. 35-37.
13. *Владимиров Л.В., Козлов А.А., Лыгин В.А., Рябкин А.Н.* Радиационный метод определения напряжения генерирования рентгеновского излучения. Состояние и перспективы // Медицинская техника. 2000. № 5. С. 15-19.
14. Официальный сайт компании «Fluke Corporation» / www.flukebiomedical.com.
15. Свидетельство о внесении в Государственный реестр средств измерений РФ № 21426-01 / <http://www.vniims.ru/>.
16. Официальный сайт компании «PTW-Freiburg» / <http://www.ptw.de/>.
17. Свидетельство о внесении в Государственный реестр средств измерений РФ № 33737-07 / <http://www.vniims.ru/>.
18. Свидетельство о внесении в Государственный реестр средств измерений РФ № 34724-09 / <http://www.vniims.ru/>.
19. Официальный сайт компании «Unfors Instrument AB» / <http://www.unfors.com/>.
20. Свидетельство о внесении в Государственный реестр средств измерений РФ № 35046-07 / <http://www.vniims.ru/>.

21. Свидетельство о внесении в Государственный реестр средств измерений РФ № 35047-07 / <http://www.vniims.ru/>.
22. Официальный сайт компании «Radcal Corporation» / <http://www.radcal.com/>.
23. Официальный сайт компании «RTI Electronics AB» / <http://www.rti.se/>.
24. Официальный сайт компании «Gammex, Inc.» / <http://www.gammex.com/>.
25. Свидетельство о внесении в Государственный реестр средств измерений РФ № 22584-02 / <http://www.vniims.ru/>.
26. Бердяков Г.И. Устройство контроля радиационных и электрических характеристик рентгеновских аппаратов УКРЭХ // Медицинская техника. 2002. № 5. С. 18-21.
27. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2007.
28. Ramires-Jimenez F.J., Lopez-Callejas R., Benitez-Read J.S., Pacheco-Sotelo J.O. Considerations on the measurement of practical peak voltage in diagnostic radiology // Br. J. Radiol. 2004. 77. PP. 745-750.
29. Pires J. dos S.J. et al. Potiens. Variation of the Practical Peak Voltage with the sample rate for a mammography waveform generator / International Nuclear Atlantic Conference – INAC 2007.
30. Terini R.A. et al. Measurement of the quantity Practical Peak Voltage in the radiology practice // Radiol Bras. 2009. Nov/Dez; 42(6). PP. 389-394.
31. Tominaga S. The estimation of X-ray spectral distributions from attenuation data by means of iterative computing // Nucl Instrum Methods. 1982. 192. PP. 415-421.
32. Kramer H-M., von Seggern H. The determination of X-ray spectra from attenuation data. I: The potentials of various methods // Nucl. Instrum. Methods. 1983. 213. PP. 373-383.
33. Kramer H-M. The determination of X-ray spectra from attenuation data. II: Experimental results // Nucl. Instrum. Methods. 1983. 214. PP. 445-450.
34. Tominaga S. A singular-value decomposition approach to X-ray spectral estimation from attenuation data // Nucl. Instrum. Methods. 1986. A243. PP. 580-586.
35. Joseph P.M. Mathematical method for determining kVp from X-ray attenuation // Med. Phys. 1975. Vol. 2. PP. 201-207.
36. Joseph P.M. Experimental test of a new method for kVp measurements // Med. Phys. 1975. Vol. 2. PP. 208-212.

Дмитрий Алексеевич Муслимов,
аспирант,
Александр Сергеевич Лелюхин,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра проектирования и технологии
радиоэлектронных средств,
ГОУ ВПО «Оренбургский
государственный университет»,
г. Оренбург,
e-mail: alex-ray@inbox.ru

Е.О. Блохин, Е.В. Федоровский

ОСОБЕННОСТИ ПОСТРОЕНИЯ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ НАПРЯЖЕНИЯ ДЛЯ МОБИЛЬНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТЕХНИКИ

Аннотация

Рассмотрены особенности построения высоковольтных преобразователей напряжения для заряда емкостного накопителя первичного контура импульсного рентгеновского аппарата. Приведены структурные схемы, диаграммы токов, обоснован выбор типа преобразователя. Представлен анализ типов аккумуляторных батарей для питания высоковольтных преобразователей мобильной рентгеновской техники.

В настоящее время существует целый класс задач, для решения которых широко применяется мобильная переносная рентгеновская техника. Это задачи полевой медицины, неразрушающего контроля (сварные соединения, контроль технологических процессов в нестационарных условиях), поисковые, досмотровые мероприятия и т. д. Непременным компонентом мобильных рентгеновских комплексов и систем является генератор рентгеновского излучения (рентгеновский аппарат). Поскольку речь идет о переносных системах, к конструкции рентгеновского аппарата предъявляется ряд специфических требований, а именно: малые габариты и вес; энергонезависимое (авто-

номное) питание; высокий КПД преобразования энергии; возможность работы в широком диапазоне климатических условий и влагозащищенность; простота в обслуживании, эксплуатации и управлении; наличие защиты от неиспользуемого рентгеновского излучения.

Одним из наиболее перспективных типов рентгеновских генераторов для работы в составе переносных комплексов являются импульсные рентгеновские аппараты. Несомненными достоинствами таких аппаратов по сравнению с аппаратами постоянного потенциала являются: мгновенная готовность к работе (отсутствие необходимости выполнения тренировки рентгеновской трубки и энерго-