

Д.А. Муслимов, А.С. Лелюхин, К.А. Гамалей

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПРАКТИЧЕСКОГО ПИКОВОГО НАПРЯЖЕНИЯ ПО ВОССТАНОВЛЕННЫМ СПЕКТРАЛЬНЫМ РАСПРЕДЕЛЕНИЯМ ТОРМОЗНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Аннотация

В статье описан новый метод неинвазивного определения практического пикового напряжения. Раскрыта методика восстановления спектра тормозного излучения по абсорбционным кривым, регистрируемым линейным дискретным полупроводниковым детектором.

Новый стандарт на дозиметрические приборы, используемые для неинвазивного измерения напряжения на рентгеновской трубке в диагностической радиологии [1], предусматривает, что все вновь разрабатываемые средства контроля должны обеспечивать возможность измерения практического пикового напряжения (PPV).

Анализ требований стандарта показывает, что PPV можно измерить либо путем нахождения дискретного распределения вероятности появления напряжения в заданном интервале и расчета PPV по известному алгоритму, либо путем измерения контрастно-эквивалентного напряжения, равного PPV, в широком интервале анодных напряжений.

На практике для измерения анодного напряжения обычно используется комбинация двух или более каналов детектирования, обладающих различной спектральной чувствительностью. Однако в ряде работ зарубежных авторов [2], [3] было показано, что расчет PPV по восстановленной зависимости абсолютного пикового напряжения от времени приводит к появлению ненормируемой ошибки измерений, не удовлетворяющей требованиям стандарта. Последнее делает актуальным поиск новых методов измерения PPV.

Суть предлагаемого метода измерения PPV по восстановленным спектральным распределениям сводится к следующему:

- по сигналам с линейного дискретного детектора формируется кривая затухания тормозного излучения в веществе детектора;
- затем методом минимизации направленного расхождения восстанавливается спектральный состав излучения и рассчитывается радиационный контраст фантома, для которого предварительно построена зависимость радиационного контраста от постоянного потенциала анода;
- далее по калибровочной кривой находится контрастно-эквивалентное напряжение, значение которого отождествляется со значением PPV при данных условиях генерации тормозного излучения.

Как показано в [4], задача регистрации абсорбционных кривых решается путем размещения линейного дискретного арсенид-галлиевого детектора вдоль рентгеновского пучка таким образом, что каждый предыдущий микродетектор линейки является фильтром для последующего.

В этом случае проблема восстановления спектрального состава излучения по сигналам с «идентичных» микродетекторов, имеющих различную эффективность регистрации, определяемую пространственным положением микродетектора в линейке, может быть сведена к решению системы линейных алгебраических уравнений вида $S \cdot \bar{E} = \bar{I}$, где S – нормированная квантовая эффективность регистрации (чувствительность) n микродетекторов на каждой из m выделенных спектральных линий шириной ΔE ; $\bar{E} = (E_1, E_2, \dots, E_m)^T$ – вектор энергий квантов, воздействующих на линейку микродетекторов; $\bar{I} = (I_1, I_2, \dots, I_n)^T$ – вектор сигналов, считанных с каждого из n микродетекторов. Записанная система уравнений является системой со стохастической матрицей, и для ее решения применим известный метод минимизации направленного расхождения [5]. Суть метода сводится к сравнению двух макросостояний системы μ_1 и μ_2 , заданных векторами $P_{apost.} = (P_1, P_2, \dots, P_n)$ и $P_{apr.} = (S_{11}, S_{12}, \dots, S_{nm}) \cdot q_j$, характеризующими соответственно апостериорную вероятность абсорбции квантов $P_i = N_i / N_{эфф.}$, отражающую сигнал, считанный с каждого микродетектора, и априорную вероятность $S_{ij} = P_j \cdot Q_{ij}$, определяющую вероятность эффективного поглощения квантов пучка q_j в каждом из микродетекторов. Здесь введены следующие обозначения: N_i – число квантов, поглощенных в i -м микродетекторе; $N_{эфф.}$ – число квантов, поглощенных в пределах всей линейки микродетекторов; P_j – вероятность абсорбции кванта излучения с энергией E_j в отдельном канале детектирования; Q_{ij} – вероятность достижения квантом излучения с энергией E_j i -го канала детектирования; q_j – вероятность появления кванта с энергией E_j в спектре тормозного излучения.

Согласно С. Кульбаку [6], при сравнении макросостояний μ_1 и μ_2 средняя информация в пользу распределения μ_1 против распределения μ_2 в смысле наименьшего направленного расхождения определяется выражением

$$\delta = \sum_{i=1}^n P_{apost.i} \cdot \log \frac{P_{apost.i}}{\sum_{j=1}^m P_{apr.ij}}, \quad (1)$$

что после подстановки вероятностей приводит к уравнению

$$\delta = \sum_{i=1}^n P_i \cdot \ln \left(\frac{P_i}{\sum_{j=1}^m S_{ij} q_j} \right) \quad (2)$$

Уравнение (2) можно трактовать как количество информации $I_{\beta}(\alpha)$, полученное в результате регистрации кривой затухания тормозного излучения $I_{\beta}(\alpha) = H(\alpha) - H_{\beta}(\alpha)$, где

$$H(\alpha) = \sum_{i=1}^n P_i \cdot \ln P_i; \quad H_{\beta}(\alpha) = \sum_{i=1}^n P_i \cdot \ln \left(\sum_{j=1}^m S_{ij} q_j \right)$$

Поскольку детектором регистрируются не все кванты, формирующие пучок, а только часть, то, согласно [7], минимизирующий функционал направленного расхождения с учетом нормировки может быть записан в виде

$$J = \frac{\sum_{i=1}^n P_i \cdot \ln \left(\frac{P_i}{\sum_{j=1}^m S_{ij} q_j} \right)}{\sum_{k=1}^n P_k} \quad (3)$$

где сумма $\sum_{i=1}^n P_i$ определяет вероятность эффективно поглощения квантов в пределах всей линейки детекторов. Требование максимума энтропии при регистрации кривой затухания сводится к поиску минимума функционала

$$G = -H = \sum_{i=1}^n P_i \cdot \ln \left(\sum_{j=1}^m S_{ij} q_j \right) \rightarrow \min,$$

что приводит к итерационному процессу последовательных приближений вида [7]

$$q_k^{(s+1)} = \frac{q_k^{(s)} \cdot \sum_{i=1}^n S_{ik} \frac{P_i}{\sum_{j=1}^m S_{ij} q_j^{(s)}}}{\sum_{i=1}^n S_{ij}} \quad (4)$$

где $q_k^{(s)}$ – вероятность появления в спектре тормозного излучения квантов с энергией E_k , вычисленная на итерации s .

Описанная методика восстановления спектральных распределений была реализована в среде математического пакета MathCAD. В качестве примера на рис. 1 представлены спектральные распределения, рассчитанные при амплитудном значении анодного напряжения 120 кВ.

Исходные данные к расчету: толщина микродетекторов – 40 мкм; число микродетекторов в линейке – 20; фильтрация в материале анода – 5 мкм W ; эквивалентная фильтрация для начального приближения – 0,5 мм Al ; суммарная эквивалентная фильтрация – 3 мм Al .

Погрешность восстановления спектральных распределений рассчитывалась по формуле

$$\eta = \frac{\int_{E_{\min}}^{E_{\max}} |\alpha(E) - \delta(E)| dE}{\int_{E_{\min}}^{E_{\max}} \alpha(E) dE} \quad (5)$$

где $\alpha(E)$ – исходный (расчетный) спектр излучения рентгеновской трубки с учетом фильтрации; $\delta(E)$ – восстановленный спектр.

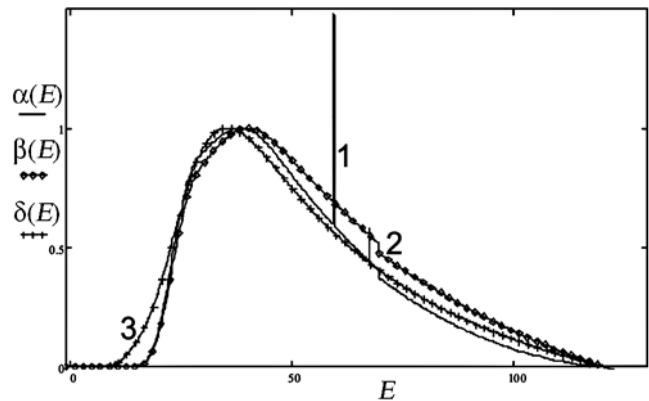


Рис. 1. Спектральные распределения: 1 – исходное $\alpha(E)$, рассчитанное при пульсации анодного напряжения 100 %; 2 – исходное $\beta(E)$, рассчитанное при постоянном анодном напряжении; 3 – $\delta(E)$, восстановленное по абсорбционной кривой при пульсации анодного напряжения 100 %. По оси абсцисс отложена энергия квантов, кэВ; по оси ординат – приведенная к максимуму интенсивность спектральной линии

Для оценки влияния режимов генерации на достоверность восстановления спектральных распределений был выполнен расчет спектров при различных постоянных напряжениях на рентгеновской трубке и различной суммарной фильтрации излучения. В результате было установлено, что погрешность восстановления спектральных распределений уменьшается при увеличении суммарной фильтрации излучения и увеличении анодного напряжения. Причем с уменьшением толщины микродетекторов достоверность восстановления спектров повышается. В целом погрешность восстановления не превышала 15 % в диапазоне анодных напряжений 40...130 кВ и суммарной фильтрации от 0,1 до 0,5 мм Al .

Следующим этапом является построение кривой радиационного контраста алюминиевого фильтра на фоне массивного фантома из материала, близкого по абсорбционным свойствам к полиметилметакрилату. В качестве материала фантома был выбран графит.

При постоянных анодных напряжениях пересчитывались спектральные распределения и затем находился радиационный контраст $Cf\delta$ алюминиевого фильтра на фоне фантома из графита:

$$Cf\delta := \frac{\int_{20}^{E_{\max}} \delta(E) \cdot \exp[-(\rho_{-C} \cdot d_{-C} \cdot \mu_C(E))] dE}{\int_{20}^{E_{\max}} \delta(E) \cdot \exp[-(\rho_{-Al} \cdot d_{-Al} \cdot \mu_{Al}(E) + \rho_{-C} \cdot d_{-C} \cdot \mu_C(E))] dE} \quad (6)$$

Таблица 1

где $\delta(E)$ – восстановленное спектральное распределение квантов; ρ_C , ρ_{Al} – плотность материалов фантома и фильтра соответственно; d_C , d_{Al} – толщина фантома и фильтра; $\mu_C(E)$ и $\mu_{Al}(E)$ – массовые коэффициенты ослабления материалов фантома и фильтра.

Отметим, при таком определении $Cf\delta > 1$, что не является общепринятым, но в данном случае мы придерживаемся определения, введенного в работе [8].

Калибровочная зависимость радиационного контраста алюминиевого фильтра толщиной 1 мм относительно фантома из углерода толщиной 100 мм в диапазоне анодных напряжений представлена на рис. 2. Зависимость строилась по расчетным спектральным распределениям при следующих условиях: суммарная эквивалентная фильтрация – 3 мм Al ; фильтрация в материале анода – 5 мкм W ; эквивалентная фильтрация для начального приближения – 0,5 мм Al ; толщина микродетекторов – 40 мкм; число микродетекторов в линейке – 20; ширина энергетического интервала $\Delta E = 2$ кэВ.

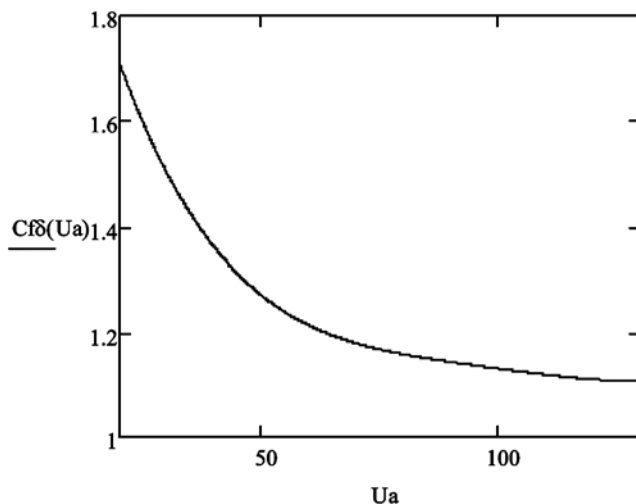


Рис. 2. Калибровочная кривая радиационного контраста: по оси абсцисс отложено значение постоянного анодного напряжения (кВ), по оси ординат – радиационный контраст фильтра

В диапазоне анодных напряжений при различной величине пульсаций восстанавливались спектральные распределения и рассчитывался радиационный контраст алюминиевого фильтра. Затем для найденных значений радиационного контраста по калибровочной кривой находилось контрастно-эквивалентное напряжение (CEV). В табл. 1-3 представлены результаты неинвазивного определения CEV в сравнении с результатами инвазивных измерений PPV.

Результаты расчетов показали, что величины контрастно-эквивалентного напряжения, определенные по восстановленным спектральным распределениям, отличаются от значений практического пикового напряжения, рассчитанных по формуле, предложенной в стандарте, не более чем на 6 %.

Рассмотренный в статье метод измерения PPV может стать основой для опытно-конструкторской

Значения величин практического пикового напряжения (PPV) и контрастно-эквивалентного напряжения (CEV) при пульсации анодного напряжения 100 %

| Ua, кВ | PPV, кВ | CEV, кВ | PPV-CEV , кВ | δ , % |
|------------------------|---------|---------|--------------|--------------|
| 50 | 45,9 | 44,6 | 1,3 | 2,7 |
| 60 | 54,0 | 53,7 | 0,3 | 0,5 |
| 70 | 62,0 | 62,2 | 0,2 | 0,4 |
| 80 | 70,0 | 70,9 | 0,9 | 1,3 |
| 90 | 78,0 | 81,0 | 3,0 | 3,8 |
| 100 | 85,9 | 90,2 | 4,3 | 4,9 |
| 110 | 93,8 | 99,6 | 5,8 | 6,1 |
| 120 | 101,7 | 106,6 | 4,9 | 4,8 |
| Среднее отклонение, кВ | | | 2,6 ± 2,2 | |

Таблица 2

Значения величин практического пикового напряжения (PPV) и контрастно-эквивалентного напряжения (CEV) при пульсации анодного напряжения 15 %

| Ua, кВ | PPV, кВ | CEV, кВ | PPV-CEV , кВ | δ , % |
|------------------------|---------|---------|--------------|--------------|
| 50 | 47,6 | 46,2 | 1,4 | 3,1 |
| 60 | 57,1 | 56,2 | 0,9 | 1,4 |
| 70 | 66,5 | 65,9 | 0,6 | 0,8 |
| 80 | 76,0 | 76,2 | 0,2 | 0,2 |
| 90 | 85,4 | 87,1 | 1,7 | 1,9 |
| 100 | 94,5 | 97,5 | 3,0 | 2,7 |
| 110 | 104,4 | 106,4 | 2,0 | 2,0 |
| 120 | 113,8 | 113,2 | 0,6 | 0,6 |
| Среднее отклонение, кВ | | | 1,3 ± 0,9 | |

Таблица 3

Значения величин практического пикового напряжения (PPV) и контрастно-эквивалентного напряжения (CEV) при пульсации анодного напряжения 3 %

| Ua, кВ | PPV, кВ | CEV, кВ | PPV-CEV , кВ | δ , % |
|------------------------|---------|---------|--------------|--------------|
| 50 | 49,5 | 48,0 | 1,5 | 2,9 |
| 60 | 59,4 | 58,3 | 1,1 | 1,7 |
| 70 | 69,2 | 68,3 | 0,9 | 1,4 |
| 80 | 79,1 | 78,8 | 0,3 | 0,4 |
| 90 | 89,0 | 90,3 | 1,3 | 1,4 |
| 100 | 98,9 | 99,8 | 0,9 | 1,0 |
| 110 | 108,8 | 108,5 | 0,3 | 0,3 |
| 120 | 118,7 | 115,1 | 3,6 | 3,1 |
| Среднее отклонение, кВ | | | 1,2 ± 1,0 | |

разработки отечественного неинвазивного абсорбционного киловольтметра, отличающегося возможностью осуществления прямых радиационных измерений практического пикового напряжения.

Список литературы:

1. ГОСТ Р МЭК 61676-2006 Медицинское электрическое оборудование. Дозиметрические приборы, используемые для неинвазивного измерения напряжения на рентгеновской трубке в диагностической радиологии.
2. Ramires-Jimenez F.J., Lopez-Callejas R., Bentez-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.
3. Terini R.A., da Penha Albuquerque Potiens M., Herdade S.B., Guedes Pereira M.A., dos Santos Justo Pires J., Videira H.S. Measurement of the quantity Practical Peak Voltage in the radiology practice // Radiol. Bras. 2009. Nov/Dez. 42(6). PP. 389-394.
4. Муслимов Д.А., Лелюхин А.С. Восстановление спектра излучения рентгеновской трубки по абсорбционной кривой / Материалы III Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2010». Сб. материалов. Том 2. – М., 2010. С. 97-99.
5. Тараско М.З. Об одном методе решения линейных систем со стохастическими матрицами. В книге В.Ю. Терещиж «Введение в статистическую теорию обратных задач». – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2005. 376 с.

6. Кульбак С. Теория информации и статистика. – М.: Наука, 1967. 408 с.
7. Колесников С.В. Метод обнаружения и идентификации источников по спектрам испускаемых ими нейтронов / Диссертация на соискание уч. степ. канд-та физ.-мат. наук. – М., 2001. 134 с.
8. Kramer H.-M., Selbach H.-J, Iles W.J. The practical peak voltage of diagnostic X-ray generators // Br. J. Radiol. 1998. 71. PP. 200-209.

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

А.С. Афанасенко

ОЦЕНКА ДВИЖЕНИЯ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ В АНГИОГРАФИИ

Аннотация

В статье рассмотрены вопросы влияния подвижности органов и тканей на качество рентгеновских изображений в ангиографии. Показано, что использование информации о движении позволяет несколькими путями повысить диагностическую ценность снимков. Рассмотрен метод совмещения блоков, позволяющий извлечь из серии изображений информацию о движении в виде поля векторов смещения. Предложены модификации данного метода, включающие в себя сегментацию изображения на подвижные и неподвижные участки на основе измеряемых характеристик шума, а также введение коэффициента мерцаний, позволяющего улучшить устойчивость метода к колебаниям средней яркости.

Различные типы подвижности на рентгеновских изображениях

Многие виды рентгенологических исследований требуют выполнения серии снимков, на которых органы и ткани пациента могут менять свое положение. Имеются следующие причины возникновения таких перемещений:

- подвижность внутренних органов и тканей, обусловленная их физиологией;
- произвольные перемещения пациента в процессе исследования;
- направленное пространственное перемещение элементов рентгеновского аппарата.

Динамика внутренних органов – это естественный процесс, который может негативно влиять на

качество изображений, приводя к смазу. Количественные характеристики такого движения имеют значительный разброс. Например, мгновенная скорость распространения крови варьируется от 0,5 мм/с в капиллярах до 500 мм/с в артериях. Ткани сердца перемещаются со скоростью до 100 мм/с [1]. Непроизвольные движения пациента, как правило, имеют небольшую амплитуду, но также могут отрицательно сказываться на качестве изображения. Например, в субтракционной ангиографии перемещение пациента приводит к возникновению артефактов движения на изображениях сосудистой системы. В некоторых случаях при сканировании органов применяется целенаправленное перемещение рентгеновского излучателя и приемника относительно пациента. Точная информация о таком