

15

Источник прямоугольных рентгеновских импульсов для исследования сцинтилляторов

© К.А. Черненко¹, С.Б. Михрин¹, Н. Wieczorek²,
С.Р. Ronda², П.А. Родный¹

¹ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Россия

² Philips Research Eindhoven, High Tech Campus 34, 5656 AE, Eindhoven, the Netherlands

E-mail: nuclearchphys@yandex.ru

Поступило в Редакцию 8 мая 2015 г.

Разработан и сконструирован импульсный рентгеновский источник со следующими параметрами: напряжение на рентгеновской трубке от 10 до 50 kV, анодный ток до 2 А, плавно регулируемая длительность импульса в диапазоне от 80 ns до 2 μ s, время нарастания и спада импульса 6 ns. Источник может работать в режиме как одиночных импульсов, так и последовательности импульсов с частотой следования до 2 kHz. Рентгеновский импульс имеет прямоугольную форму с относительной нестабильностью амплитуды менее 0.8%. Рентгеновский источник в сочетании с системой регистрации позволял измерять кинетику нарастания и спада рентгенолюминесценции в шести десятичных порядках динамического диапазона как по времени, так и по амплитуде. Приведены примеры кинетики рентгенолюминесценции сцинтилляторов.

Импульсное рентгеновское излучение применяют во многих областях науки и техники, в том числе для исследования люминесцентных и сцинтилляционных характеристик различных материалов [1,2]. Сцинтилляционные детекторы используют в физике высоких энергий, в пози-

тронной эмиссионной томографии (ПЭТ), рентгеновской компьютерной томографии (КТ) и в других устройствах, содержащих источники ионизирующих излучений. Основными временными характеристиками детекторов являются время спада сцинтилляций и послесвечение. Для измерения времени спада, малые значения которого особенно важны для ПЭТ, используют рентгеновские импульсы наносекундного [2,3] и субнаосекундного [4,5] диапазонов. При измерении послесвечения, низкие значения которого важны для КТ, рентгеновский пучок прерывается механическим затвором (обычно через 3 или более микросекунд) [6,7]. Таким образом, промежуточный диапазон длительностей (от десятков наносекунд до десятков микросекунд) рентгеновских импульсов остается неохваченным.

Нами разработан и сконструирован рентгеновский источник с регулируемой длительностью импульса в диапазоне от 80 ns до 2 μ s. В задачу работы входило создание устройства, которое позволяло бы измерять одновременно время спада рентгенолюминесценции (РЛ), обусловленное собственным временем жизни излучающих центров, и медленные компоненты РЛ, обусловленные заполнением и высвобождением ловушек в сцинтилляторе [8]. Эти данные необходимы для улучшения временных характеристик сцинтилляторов для КТ и ПЭТ [9].

Блок-схема источника рентгеновских импульсов представлена на рис. 1. Источником излучения является трехэлектродная рентгеновская трубка (РТ) УИТ-1 1. Формирование управляющих импульсов, их длительности и частоты повторения, а также программное управление режимами работы осуществляются с помощью схемы управления 2. Сформированные схемой 2 управляющие импульсы подаются на модулятор импульсов 3 по оптической линии 4. Модулятор импульсов преобразует логические импульсы в импульсы со значениями напряжений, необходимых для запирающего и отпирающего сетки РТ. Питание РТ осуществляется от источника высокого напряжения отрицательной полярности 5 и источника накального напряжения 6. Источники питания 7 и 8 обеспечивают необходимые значения запирающего напряжения сетки РТ и модулятора импульсов соответственно. Блок накопительных высоковольтных конденсаторов 9, подключенный параллельно РТ, обеспечивает необходимые значения тока в импульсе. Резистор 10 используется для измерения анодного тока трубки.

Рентгеновская трубка включена по схеме с заземленным анодом. Использование такой схемы имеет преимущество, так как исключает

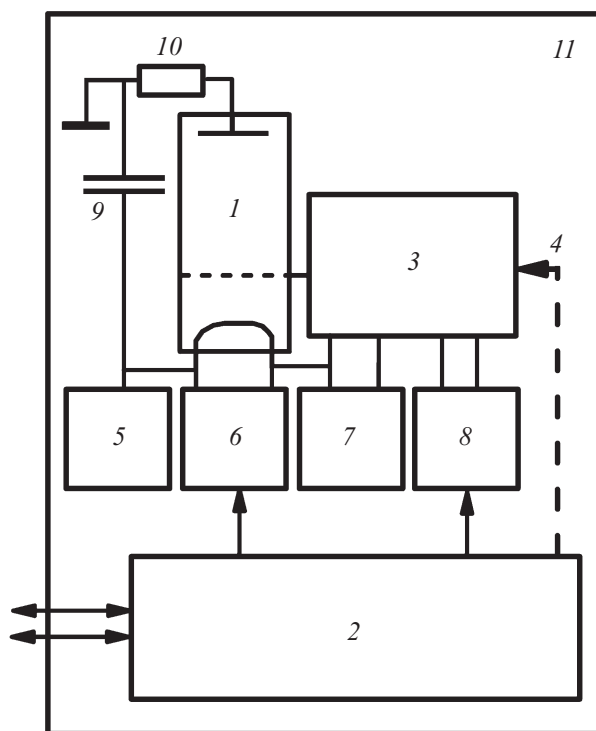


Рис. 1. Блок-схема импульсного рентгеновского источника.

ет необходимость изоляции анода. В то же время в такой схеме модулятор 3 находится под высоким напряжением (до -50 kV), что обуславливает необходимость наличия оптической линии связи 4 для гальванической развязки схемы управления 2 и модулятора 3. По этой же причине использована высоковольтная изоляция для источников питания 6, 7 и 8, а весь рентгеновский источник помещен в корпус (11), наполненный трансформаторным маслом.

Схема управления 2 выполнена на основе микроконтроллера и программируемой логической интегральной схемы (ПЛИС) Xilinx XC95288XL. Микроконтроллер осуществляет программное управление режимами работы, управление источниками питания и связь с

управляющим компьютером посредством сети Ethernet. ПЛИС работает в режиме счетчика с кодовым управлением от микроконтроллера. Схема позволяет формировать прямоугольные импульсы с требуемой длительностью и частотой следования в непрерывном режиме и дает возможность создавать серии из заданного числа импульсов. Сформированные логические импульсы передаются на модулятор импульсов с помощью оптической линии.

Для управления сеткой трубки необходимы импульсы напряжения прямоугольной формы с амплитудой 600 V и смещением -250 V относительно катода. Формирование необходимых потенциалов осуществляется источником запирающего напряжения сетки РТ 7 и источником питания модулятора 8. Формирование прямоугольных импульсов осуществляется модулятором 3, который производит ключевое переключение потенциала сетки с помощью двух транзисторов, включенных по полумостовой схеме между потенциалами -250 и $+350$ V. Для управления транзисторами используется высоковольтный драйвер IR2113. Применены транзисторы марки FS2KM-12, что позволило получить оптимальное соотношение коммутируемого тока, управляющего напряжения и скорости переключения анодного импульса. Приведенная схема позволила получить прямоугольные импульсы напряжения на сетке переменной длительности с временами нарастания и спада 10 ns.

Накопительный высоковольтный конденсатор, подключенный параллельно РТ, выбран максимально (по габаритам установки) возможной емкости — 30 nF. Его использование обеспечивало относительное уменьшение анодного тока РТ за время самого длинного ($2 \mu\text{s}$) импульса не более чем на 0,8%. Изменение напряжения накала катода позволяет варьировать ток анода в диапазоне от 0 до 2 A, что соответствует паспортным характеристикам РТ. РТ устойчиво работает в диапазоне напряжений от 10 до 50 kV с частотой повторения импульсов до 2 kHz.

Регистрация импульса люминесценции осуществлялась с помощью прямой оцифровки импульса тока от фотодетектора (фотоэлектронного умножителя Philips XP2020Q) осциллографом DPO 2024 (полоса пропускания 200 MHz, частота выборок до 1 GHz, до 1 млн точек памяти). Синхронизация осуществлялась с помощью импульса напряжения на резисторе 10, который поступал на один из входов осциллографа.

Для иллюстрации возможностей установки были измерены импульсы РЛ стандартного пластикового сцинтиллятора (рис. 2) и образца гадолиний-галлий-алюминиевого граната, активированного церием

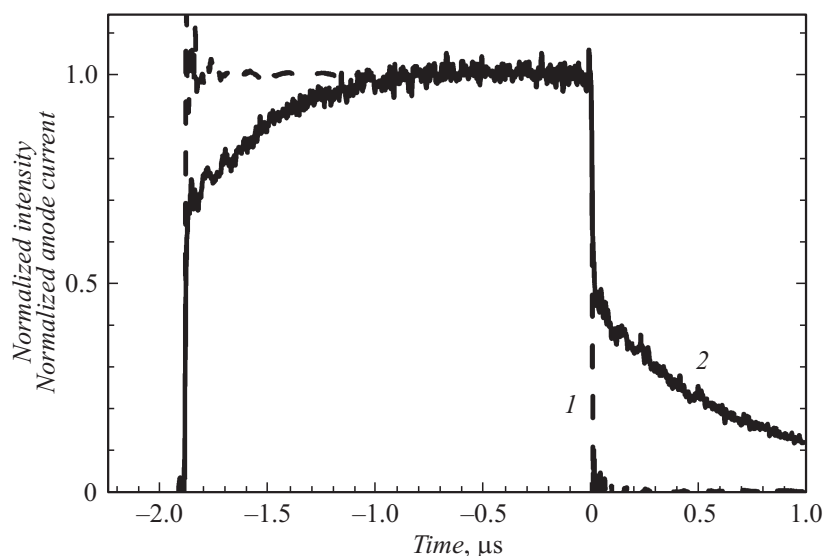


Рис. 2. Импульс анодного тока РТ (кривая 1) и импульс РЛ пластикового сцинтиллятора (кривая 2).

(GGAG:Ce) (рис. 3). Амплитуда токового импульса на приведенных рисунках составляла 0.7 А. Полученное время фронтов нарастания и спада импульсов анодного тока составляло 6 ns. Каждая из представленных на рисунках кривых получена с помощью усреднения 200 экспериментально измеренных сигналов с целью улучшения соотношения сигнал/шум.

На рис. 2 представлено сравнение импульса анодного тока РТ и импульса РЛ пластикового сцинтиллятора. Регистрировалось быстрое нарастание импульса РЛ, характерное для пластиковых сцинтилляторов ($\tau \approx 2$ ns), которое практически повторяет фронт рентгеновского импульса на начальном этапе. После чего происходит медленное нарастание интенсивности РЛ, отражающее процесс заполнения ловушек. На спаде рентгеновского импульса регистрируется обратный процесс: быстрый спад РЛ на начальном этапе, а затем медленный компонент РЛ, отражающий процесс опустошения ловушек.

На рис. 3 приведена кинетика РЛ образца GGAG:Ce при возбуждении рентгеновскими импульсами различной длительности. На

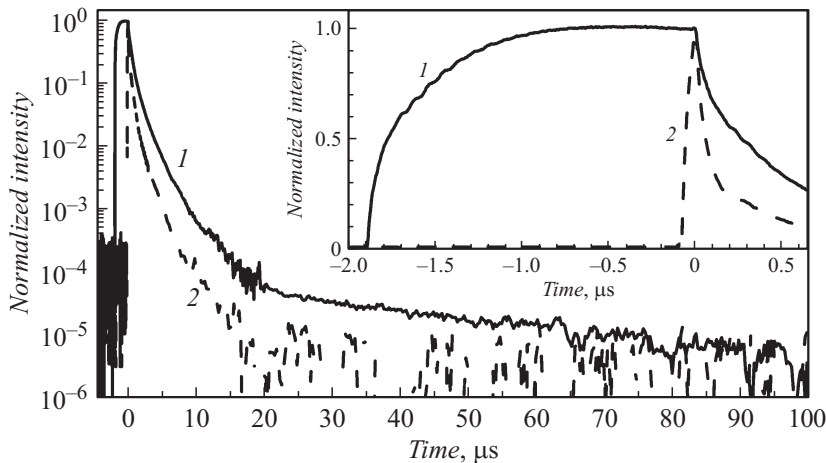


Рис. 3. Кинетика РЛ сцинтиллятора GGAG:Ce при возбуждении рентгеновскими импульсами длительностью: $\Delta t = 1900$ ns (кривая 1) и $\Delta t = 80$ ns (кривая 2). На вставке: начальный участок кинетики.

вставке регистрируемые импульсы РЛ показаны в более узком временном диапазоне (начальный этап). За счет изменения длительности импульса возбуждения и анодного напряжения поглощенная энергия в образце при $\Delta t = 1900$ ns была приблизительно в 50 раз больше, чем при $\Delta t = 80$ ns, что обуславливало различную степень заполнения ловушек. При кратковременном возбуждении ($\Delta t = 80$ ns) спад РЛ содержит быстрый ($\tau_1 = 61$ ns) и медленный ($\tau_2 = 640$ ns) компоненты (кривая 2 на вставке в рис. 3). Типичное время излучения церия в гранатах составляет ~ 60 ns [10]. Следовательно, быстрый компонент РЛ характеризует время излучения церия, а медленный — процесс освобождения ловушек. При увеличении энергии рентгеновского излучения, поглощенной в сцинтилляторе, время спада РЛ возрастает: $\tau = 1100$ ns при $\Delta t = 1900$ ns. Рис. 3 также иллюстрирует полученный динамический диапазон измерения интенсивности — шесть десятичных порядков.

Таким образом, разработана импульсная рентгеновская установка с переменной длительностью прямоугольных импульсов для изучения сцинтилляционных характеристик материалов. Получены кривые кинетики РЛ для быстрого пластикового сцинтиллятора и сцинтиллятора

GGAG:Ce. Обнаружено изменение кинетики РЛ с увеличением энергии рентгеновского излучения, поглощенной в сцинтилляторе.

Список литературы

- [1] *Вавилов С.П.* Импульсная рентгеновская техника. М.: Энергия, 1981. 283 с.
- [2] *Герчиков Ф.Л.* Управляемое импульсное рентгеновское излучение в приборостроении. М.: Энергоиздат, 1987. 114 с.
- [3] *Rodnyi P.A., Mikhrin S.B., Mishin A.N., Sidorenko A.V.* // IEEE Trans. Nuclear Science. 2001. V. 48. N 6. P. 2340–2343.
- [4] *Derenzo S.E., Moses W.W., Blankespoor S.C.* et al. // IEEE Trans. Nuclear Science. 1994. V. 41. P. 629–631.
- [5] *Костыря И.Д., Тарасенко В.Ф.* // Письма в ЖТФ. 2009. Т. 35. В. 11. С. 54–58.
- [6] *Kostler W., Winnacker A., Rossner W., Grabmaier B.C.* // J. Phys. Chem. Sol. 1995. V. 56. P. 907–913.
- [7] *Bartle C.M., Edgar A., Dixie L.* et al. // Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A. 2011. V. 651. P. 105–109.
- [8] *Nikl M., Kamada K., Babin V.* et al. // Crystal Growth Design. 2014. V. 14. P. 4827–4833.
- [9] *Ronda C.* // Progress Electromagnetics Research. 2014. V. 147. P. 81–93.
- [10] *Moszynski M., Ludziewski T., Wolski D.* et al. // Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A. 1994. V. 345. P. 461–467.