

УДК 621.384.6, 621.039.5

## ИСТОЧНИК ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ, ОСНОВАННЫЙ НА ИСПОЛЬЗОВАНИИ ИЗЛУЧЕНИЯ ЭЛЕКТРОНОВ ПРИ КАНАЛИРОВАНИИ В КРИСТАЛЛАХ

Ю. А. Башмаков<sup>1,2</sup>, Т. В. Бондаренко<sup>1</sup>, С. М. Полозов<sup>1</sup>

*В статье рассматривается одно из возможных применений излучения релятивистских электронов при каналировании в кристаллах – использование излучения для медицинской визуализации. Предлагается схема установки, приводятся результаты численного моделирования динамики электронов в кристаллах и процесса генерации излучения, а также результаты расчета дозовых нагрузок.*

**Ключевые слова:** излучение электронов при каналировании в кристаллах, динамика электронов, ангиография, дозовая нагрузка.

Многие важные и современные технологии медицинской визуализации требуют использования яркого и квазимонохроматического источника рентгеновского излучения. Наиболее известны фазово-контрастные, когерентные рентгеновские дифракционные и времяпролетные методы, цифровая субтракционная ангиография, маммография и др. [1, 2]. Монохроматический источник излучения позволяет получать более качественные изображения; при этом доза, получаемая пациентом, снижается. Например, доза, получаемая пациентом при ангиографии, в 180-240 раз больше, чем при рентгенографии грудной клетки; также существенна доза, получаемая медицинским персоналом. Узкополосный спектр рентгеновского излучения не может быть сгенерирован с использованием стандартных высоковольтных рентгеновских трубок, спектр которых всегда наряду с монохроматическим характеристическим излучением содержит некогерентное тормозное излучение. В настоящее время известны четыре основных типа генерации монохроматического излучения: синхротронное и ондуляторное излучение [3], комптоновское рассеяние [4], характеристическое излучение и излучение, возникающее

<sup>1</sup> НИЯУ МИФИ, 115409 Россия, Москва, Каширское шоссе, 31; e-mail: SMPolozov@mephi.ru.

<sup>2</sup> ФИАН, 119991 Россия, Москва, Ленинский пр-т, 53; e-mail: bashm@x4u.lebedev.ru.

в ориентированных кристаллах (излучение при каналировании (КИ), когерентное тормозное излучение (ТИ), параметрическое рентгеновское излучение и т.д.) [5]. Так как при проведении процедуры ангиографии пациенту обычно вводится контрастное вещество, чаще всего йодсодержащее, то максимум спектра излучения должен приходиться на энергию около 33 кэВ. При этом для получения изображения необходима небольшая (менее 10 кэВ) полоса спектра, а фотоны с энергией ниже 30 кэВ и выше 40 кэВ должны быть отфильтрованы. Низкоэнергетические фотоны могут быть легко отфильтрованы с использованием стандартных бериллиевых или алюминиевых фильтров. Высокоэнергетическая часть спектра проходит через тело, понижая чувствительность системы детектирования и значительно увеличивая дозу излучения, полученную пациентом и медицинским персоналом. В настоящее время не существует общепринятых методов для ее фильтрации.

В работе [6] предложена компоновочная схема установки для генерации узкополосного спектра рентгеновского излучения, основанной на излучении релятивистских электронов при каналировании в кристаллах и поликапиллярной рентгеновской оптике. Основными компонентами источника являются: линейный ускоритель электронов, кристаллическая мишень с гониометром, система фильтрации рентгеновского излучения и две нагрузки – одна для пучка электронов, вторая для высокоэнергетического рентгеновского излучения. Ускоренный пучок электронов, проходя через кристалл, генерирует в нем КИ и тормозное излучение. Затем пучок отклоняется магнитной системой на нагрузку для того, чтобы не облучать оптическую систему.

Для снижения интенсивности излучения верхней части спектра могут применяться различные специальные рентгенооптические компоненты: мозаичные фильтры, логарифмические спиральные отражатели, скользящая рентгеновская оптика и многослойные зеркала, однако их эффективность при энергиях фотонов выше 20 кэВ составляет от долей до единиц процентов. Поэтому для медицинского источника излучения предложено использовать поликапиллярную рентгеновскую оптику, эффективность которой в рассматриваемом диапазоне энергий составляет около 40% [7]. Рентгеновское излучение проходит через капиллярную оптику, излучение с энергией 30–40 кэВ отклоняется в сторону пациента и попадает на детектор, а высокоэнергетическое излучение проходит без отклонения на поглотитель для рентгеновского излучения.

Исследование процесса генерации излучения релятивистских электронов при каналировании производилось с помощью специально разработанной версии программы BEAMDULAC-CR [9], в которой развивается классический подход к исследованию ге-

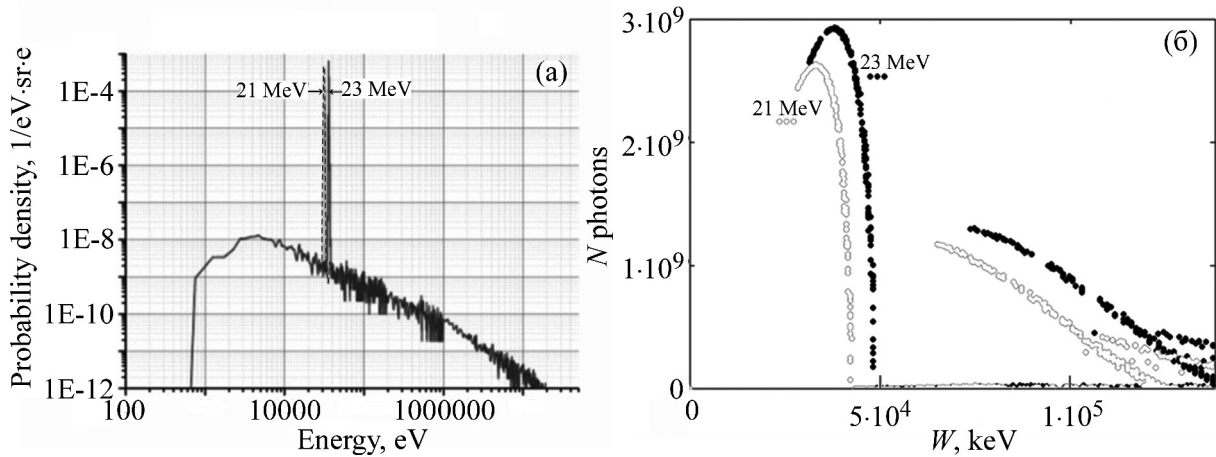


Рис. 1: Рассчитанные спектры излучения электронов с энергиями 21 и 23 МэВ при каналировании в кристалле алмаза: (а) с учетом тормозного излучения, (б) детализация только для КИ.

нерации излучения при плоскостном каналировании [10], а расчет спектра тормозного излучения – в программе RuPENELoPE [11]. На рис. 1 показаны спектры излучения, рассчитанные для пучков электронов с энергией 21 и 23 МэВ.

В ходе исследования характеристик КИ в диапазоне 30–40 кэВ были сформулированы требования к пучку электронов и мишени. Максимальная толщина кристалла в этом случае составляет 55 мкм, так как в более толстых кристаллах становится существенным многократное рассеяние электронов, что подтверждено экспериментальными работами (см., напр., [11]). При этом требуется иметь достаточно узкий спектр энергии электронов ( $\Delta E/E \sim 1\%$ ), а угловой разброс пучка должен оставаться меньше критического угла каналирования ( $\sim 10$  мрад), так как при больших расходимостях пучка наблюдается резкое увеличение доли деканалированных электронов. Данный результат проиллюстрирован на рис. 2, где показаны некоторые результаты моделирования динамики электронов в кристалле алмаза для энергии электронов 21 МэВ ((а), (б)) и 23 МэВ ((в), (г)): траектории электронов на плоскости ( $z/d$ ,  $x/d$ ) для пучка с расходимостью 10 мрад (а) и 30 мрад (в) и фазовые траектории в координатах ( $\beta_x = \sqrt{x/c}$ ,  $x/d$ ), где  $2d$  – ширина канала. На рисунке четко видны траектории деканалированных электронов, доля которых увеличивается с ростом расходимости пучка.

Проведенное численное моделирование показало, что для случая плоскостного каналирования пик спектра КИ приходится на  $33 \pm 7.2$  кэВ при энергии пучка 21 МэВ и на  $37 \pm 8.6$  кэВ при 23 МэВ. Для ангиографии требуется минимальный поток на

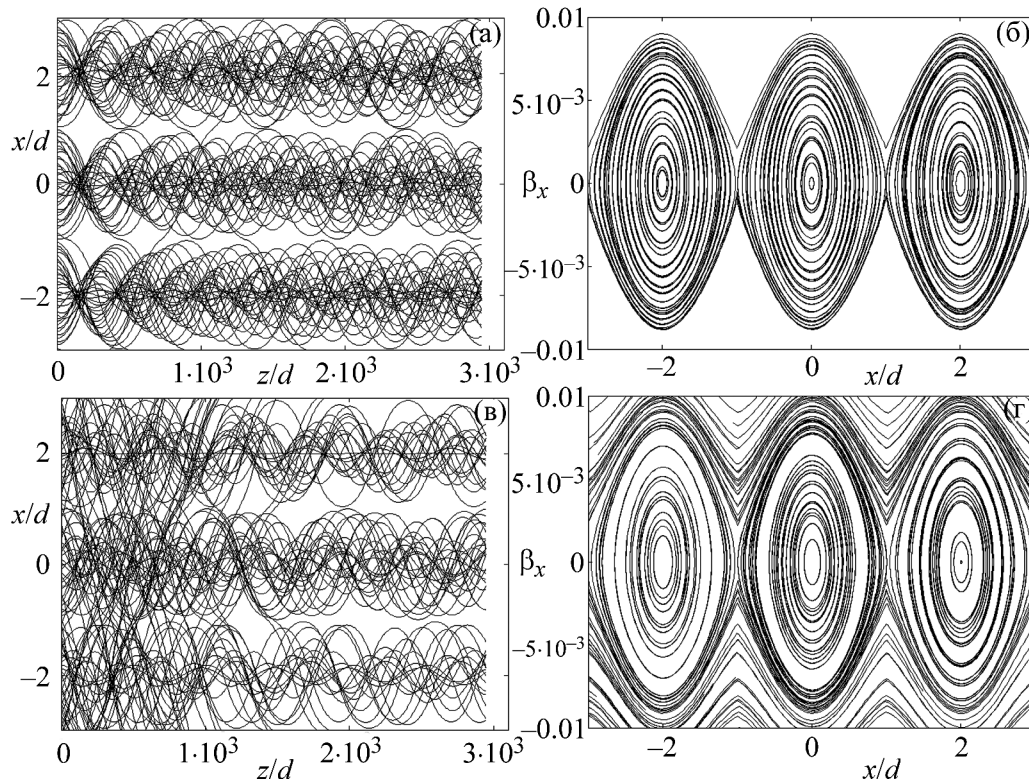


Рис. 2: Траектории электронов на плоскости  $(z/d, x/d)$  для пучка с расходимостью 10 мрад (а) и 30 мрад (в) и фазовые траектории в координатах  $(\beta_x, x/d)$ . Энергия электронов 21 МэВ ((а), (б)) и 23 МэВ ((в), (г)).

уровне  $I_1 \approx 10^4$  фотонов/(мм<sup>2</sup>·кадр), что для площади облучаемой области от  $50 \times 50$  до  $400 \times 400$  мм<sup>2</sup> [8] дает значение необходимого интегрального потока  $(1 - 40) \cdot 10^9$  фотонов/с. Моделирование показало, что при типичных для медицинских терапевтических ускорителей средних токах около 1 мА может быть получено около  $1.5 \cdot 10^{13}$  фотонов/с. С учетом эффективности поликапиллярной оптики ( $\sim 40\%$ ) этого достаточно для эффективной работы установки. Необходимо отметить, что в отличие от существующих в настоящее время ангиографов, основанных на рентгеновских трубках, предлагаемая система позволяет генерировать покадровое изображение с необходимой частотой следования кадров (один кадр соответствует одному импульсу ускоренных электронов).

Моделирование с использованием тканеэквивалентных фантомов позволило оценить снижение дозы излучения от источника КИ за счет использования поликапиллярной оптики. В качестве модели использовался тканеэквивалентный фантом в виде водяного куба, содержащего капилляр, заполненный йодсодержащим препаратом и имитиру-

ющий кровеносный сосуд. Снижение дозы составило 54 раза при энергии электронов 21 МэВ и 30 раз при энергии 23 МэВ. Контрастностью принято называть отношение интенсивности излучения, прошедшего через часть фантома, свободную от контрастного вещества, к интенсивности излучения, прошедшего через часть фантома, содержащую капилляр с контрастным веществом. Контрастность изображения при использовании источника КИ с энергией пучка электронов 23 МэВ в три раза превышает контрастность изображения от рентгеновской трубки, а при использовании пучка с энергией 21 МэВ контрастность изображения оказывается на 20% ниже, чем при 23 МэВ. Это вызвано тем, что пик излучения при каналировании и пик поглощения в этом случае практически полностью накладываются друг на друга, и йодсодержащее контрастное вещество поглощает большую часть фотонов. При повышении энергии электронного пучка пик излучения смещается вправо (см. рис. 1) и изображение становится более контрастным.

Таким образом, предлагаемая схема рентгенографической установки на основе излучения релятивистских электронов в кристалле и поликапиллярной рентгеновской оптики позволяет эффективно генерировать узкополосное излучение в требуемом диапазоне энергии фотонов (30–40 кэВ) и позволяет снизить дозу, получаемую пациентом и медицинским персоналом при проведении процедуры ангиографии более чем на порядок.

#### Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] A. Fouras, M. J. Kitchen, S. Dubsky, et al., *J. Appl. Phys.* **105**, 102009 (2009).
- [2] B. Chen, F. Zhang, F. Berenguer, et al., *New Journal of Physics* **13**, 103022 (2011).
- [3] E. Schültkea, M. E. Kellya, C. Nemoz, et al., *European Journal of Radiology* **79**, 2, 323 (2011).
- [4] K. Achterhold, M. Bech, S. Schleede, et al., *Nature Scientific Reports* **3**, 1313 (2013).
- [5] J. Freudenberger, H. Genz, L. Groening, et al., *Nucl. Instr. Meth. A* **119**, issue 1–2, 123 (1996).
- [6] Yu. A. Bashmakov, T. V. Bondarenko, S. M. Polozov and G. B. Sharkov, *Proc. of RuPAC'2012*, 406 (2012).
- [7] S. B. Dabagov and N. K. Zhevago, *Rivista del Nuovo Cimento* **31**, 9, 491 (2008).
- [8] S. Feuerlein, E. Roessl, R. Proksa, et al., *Radiology* **249**, 1010 (2008).
- [9] Yu. A. Bashmakov and S. M. Polozov, *Problems of Atomic Science and Technology. Series "Nuclear Physics Investigations"* **3 (91)**, 134 (2014).
- [10] Yu. A. Bashmakov and E. G. Bessonov, *Rad. Eff.* **66**, 85 (1982).

[11] E. Costa, X. Liovet and F. Salvat, Appl. Phys. Lett. **80**, Issue 17, 3228 (2002).

Поступила в редакцию 7 апреля 2015 г.

*Печатается по материалам конференции “VII Черенковские чтения: Новые методы в экспериментальной ядерной физике и физике частиц” (Москва, ФИАН, 15 апреля 2014 г.).*