

УДК 539.1.03

## ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ИСТОЧНИКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА БАЗЕ МАЛОГАБАРИТНОГО УСКОРИТЕЛЯ ЭЛЕКТРОНОВ

А.С. Гоголев, Ю.М. Черепенников

Томский политехнический университет

E-mail: alextpuff@tpu.ru

*Проведено моделирование спектров рентгеновского излучения, генерируемого электронами с энергией 4...10 МэВ в мишенях из различных материалов и разной толщины. Определены оптимальные параметры мишени-конвертора для использования ее в медицинских источниках монохроматического рентгеновского излучения на базе малогабаритных электронных ускорителей. Проведены оценки интенсивности излучения и сравнение источников на базе разных ускорителей.*

**Ключевые слова:**

*Рентгеновское излучение, тормозное излучение, моделирование, ускоритель, монохроматическое излучение.*

**Key words:**

*X-ray emission, slowing-down emission, modeling, accelerator, monochromatic radiation.*

В настоящее время рентгеновское излучение (РИ) находит широкое применение в прикладных задачах, таких как диагностика, в медицине, биологии, анализ структуры вещества и др. Основным источником РИ на данный момент являются рентгеновская трубка (РТ), спектр которой представляет собой сумму линий характеристического и сплошного тормозного излучения (ТИ). Из-за непрерывного характера спектра ТИ рентгеновский анализ с использованием рентгеновских трубок сталкивается с проблемами, ухудшения контраста изображений и значительной дозовой нагрузки на пациента, в медицине. Высокие дозовые нагрузки в свою очередь накладывают ограничение на частоту проведения рентгенографических исследований, что не позволяет выявить злокачественные образования в организме человека на ранних стадиях. Последнее связано и с тем, что для медицинской диагностики по-прежнему продолжают широко применяться рентгеновские пленки.

Минусом использования рентгеновских пленок является, в первую очередь, их низкая контрастность по сравнению с цифровыми детекторами. Хотя цифровые детекторы и позволяют увеличить вероятность выявления дефектов в одиночном обследовании, но дозовые нагрузки по-прежнему остаются высокими. Последнюю проблему можно решить, используя пучки монохроматического рентгеновского излучения (МРИ).

На данный момент источники МРИ, с достаточной интенсивностью для медицинской диагностики, реализованы только на базе синхротронов. Очевидно, что за счет синхротронов обеспечить большой спрос на источники МРИ невозможно. Поэтому создание компактных недорогих источников интенсивного МРИ является весьма актуальной задачей.

В настоящее время все большее внимание уделяется источникам РИ на основе малогабаритных ускорителей, которые позволяют получать пучки МРИ с возможностью оперативного изменения

энергии МРИ. Один из широко используемых способов получения монохроматического излучения – монохроматизация непрерывного спектра ТИ, в другом способе используются электроны с энергией несколько десятков МэВ, на которых рассеивается лазерное излучение. В результате комптоновского рассеяния генерируется монохроматический пучок фотонов с энергией до 100 кэВ. Оба способа не лишены недостатков, в первом случае сталкиваются с проблемой больших потерь первичного пучка, за счет неполного отражения и поглощения излучения монохроматором, во втором – установки имеют низкую эффективность и высокую стоимость. Далее будет рассмотрен первый способ получения МРИ. Для его реализации в некоторых приложениях могут использоваться и РТ. Однако для целей медицинской диагностики интенсивности излучения от РТ после монохроматизации излучения недостаточно.

В работе определены оптимальные параметры мишени для генерации ТИ электронами с энергией порядка нескольких МэВ в диапазоне необходимым для медицинской диагностики от 10 до 60 кэВ, и сделаны количественные оценки интенсивности пучков МРИ от разных типов ускорителей.

Для количественных расчетов была разработана модель генерации РИ электронным пучком в различных мишенях с использованием пакета программирования GEANT4. В качестве мишени-конвертора в модели использовались пластины из различных материалов и толщин. На мишень перпендикулярно падает пучок электронов с энергией 4...10 МэВ, который порождает в ней поток РИ. Детектор с поперечными размерами 1×1 мм установленный параллельно мишени на расстоянии 100 мм, средний телесный угол  $8 \cdot 10^{-6}$  ср, регистрирует все фотоны. Воздух из рассматриваемой области откачан. Задача состоит в моделировании спектров фотонов и последующем их сравнении при разных исходных данных.

В модели рассматривались следующие процессы: для фотонов – фотоэффект, комптоновское

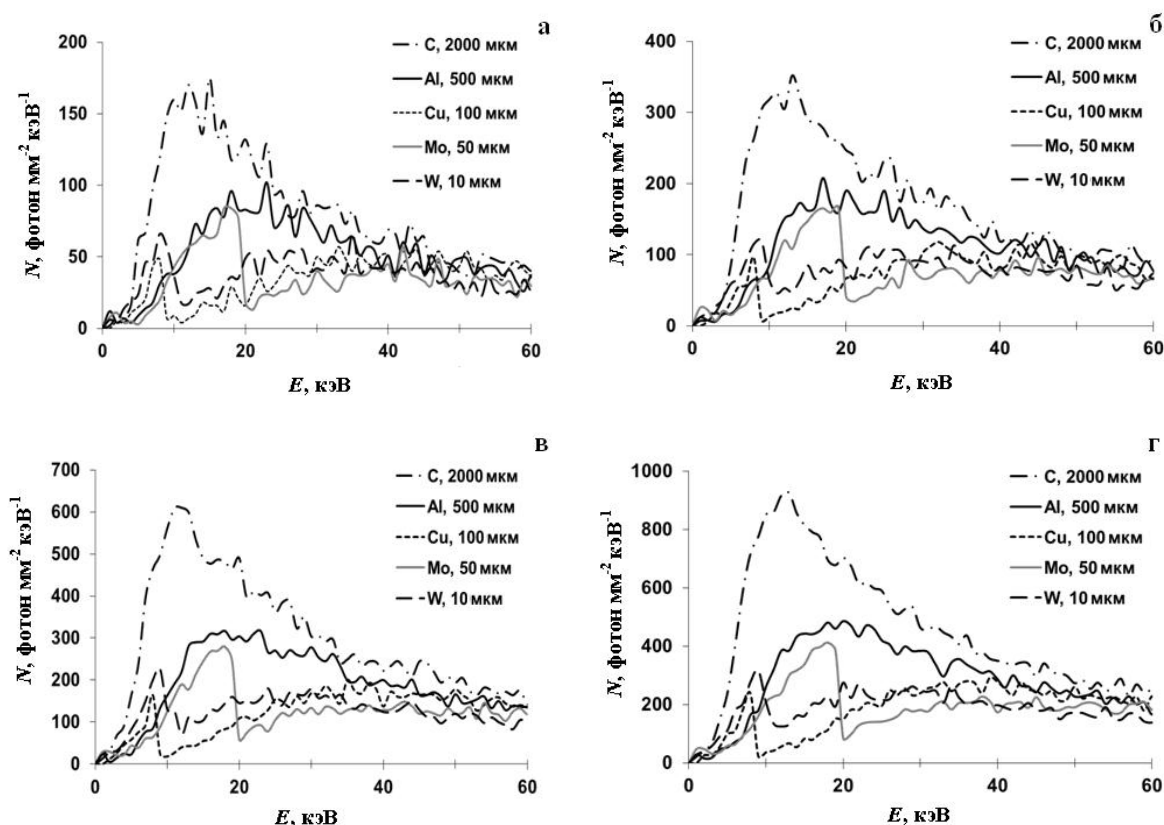


Рис. 1. Спектры рентгеновского излучения от электронов с энергией 4 (а), 6 (б), 8 (в) и 10 (г) МэВ

рассеяние, рождение пар; для электронов – тормозное излучение, многократное рассеяние, ионизация среды.

Моделирование проводилось для электронов с энергиями 4, 6, 8, 10 МэВ, и мишеней из материалов С, Al, Cu, Mo, W толщиной от 10 до 3000 мкм со статистикой  $10^8$  электронов. Соответствующие спектры приведены на рис. 1. Как показало моделирование, в выбранном диапазоне энергий фотонов РИ оптимальные толщины не зависят от энергии электронов до 20 МэВ.

Из приведенных спектров видно, что наибольшую интенсивность излучения позволяют получить мишени из легких материалов углерод и алюминий толщиной 2000 и 500 мкм, соответственно.

Как было сказано выше, оптимальные толщины мишеней не зависят от энергии электронов. Это позволяет свободно выбирать энергию электронов и оптимизировать параметры ускорителя, руководствуясь требованиями к биологической защите и компактности источника. Исходя из этого, предлагается использовать ускоритель электронов на энергию 6 МэВ.

Далее следует выбрать тип ускорителя, который можно использовать в качестве источника ускоренных электронов. Главным условием при выборе ускорителя будет требование к интенсивности МРИ. Сравнение проводится по величине освещенности, которую позволяет получить источник на расстоянии 1 м от мишени. Известно, что для

получения качественных рентгеновских снимков требуется освещенность  $10^7$  фотонов  $\text{см}^{-2}$  [1].

Для оценки интенсивности предлагаемого источника МРИ необходимо определить ширину линии излучения, которую будет обеспечивать источник. В данном случае ширина линии МРИ определяется механизмом дифракции рентгеновского излучения в кристаллах и равна порядка 10 эВ [2]. При использовании нестандартных монохроматоров [3], у которых отражение падающего РИ в направлении дифракции может достигать 100 %, потери на монохроматизацию будут определяться только поглощением излучения веществом монохроматора, которые составляют величину 18,3 %, для кварцевого монохроматора толщиной 0,3 мм на линии 20 кэВ.

Увеличение интенсивности при использовании нестандартных, активных монохроматоров наблюдалось экспериментально. В эксперименте использовался кристалл кварца X-среза толщиной 0,3 мм, межплоскостное расстояние  $3,3429 \text{ \AA}$  (1011). Схема эксперимента приведена на рис. 2. В качестве источника рентгеновского излучения использовалась рентгеновская трубка РАП 160-5 [4]. Измерения проводились при напряжении 48 кВ и токе 1 мА. Рентгеновский аппарат был помещен в свинцовый домик с толщиной стенки 5 см.

Излучение формировалось коллиматором диаметром 3 мм, расположенным на расстоянии 90 мм от выходного окна рентгеновской трубки, после

чего падало на кристалл кварца, установленный в дистанционно-управляемом гониометре, на расстоянии 215 мм от коллиматора.

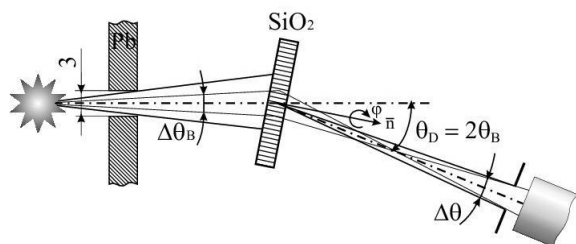


Рис. 2. Схема эксперимента.  $\theta_b$  – угол Брэгга,  $\theta_d$  – угол наблюдения

Гониометр имеет три поступательные и три вращательные степени свободы, что дает возможность устанавливать кристалл под углом Брэгга для любых семейств отражающих атомных плоскостей так, чтобы детектор, находящийся в горизонтальной плоскости, мог регистрировать только пучки, распространяющиеся в этой плоскости. Исследовалось отражение от атомных плоскостей (10 $\bar{1}$ 1), ориентированных перпендикулярно к большой поверхности кристалла.

На кристалл подавался переменный ток, возбуждающий в нем акустические волны. Для подачи использовалась головка гониометра со встроенными электродами, на поверхность кристалла было нанесено никелевое покрытие толщиной порядка 100 нм.

После установления кристалла таким образом, чтобы максимум дифрагированного излучения попадал в детектор, полупроводниковым детектором БДЕР-КИ-11К регистрировались спектры излучения (рис. 3). Как показал эксперимент, при возбуждении кристалла в направлении дифракции поток РИ увеличивается в 5,3 раза. Ширина линий составила 791 и 860 эВ для невозбужденного и возбужденного кристалла, соответственно, которая определялась шириной аппаратной линии детектора 300 эВ и расходимостью первичного пучка.

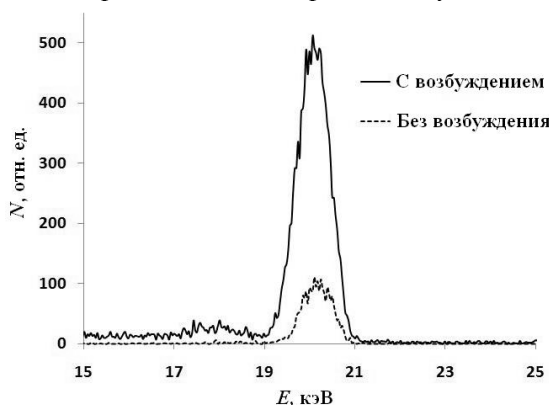


Рис. 3. Сравнение спектров дифрагированного излучения на кристалле кварца толщиной 0,3 мм с возбуждением и без

Оценка величины интенсивности МРИ проводится из рассчитанных спектров (рис. 1) с поправкой на поглощение излучения в монохроматоре, коэффициент отражения принят за 100 %.

Интенсивность МРИ определяется по формуле:

$$I = kN \frac{i}{n_e e},$$

где  $N$  – число квантов РИ, взятое из рассчитанного спектра;  $i$  – ток электронов;  $n_e$  – количество моделируемых электронов ( $10^8$ );  $e$  – элементарный заряд,  $k$  – поправка на поглощение.

Таким образом, стандартные рентгеновские трубки обеспечивают освещенность порядка  $10^5$  фотон·с $^{-1}$ ·см $^{-2}$  на один мА тока при ширине линии в 1 кэВ [5], что в пересчете на ширину линии 10 эВ составит  $10^4$  фотон·с $^{-1}$ ·см $^{-2}$ . Согласно полученным при моделировании спектрам источник МРИ на основе ускорителя электронов на энергию 6 МэВ обеспечивает освещенность  $10^8$  фотон·с $^{-1}$ ·см $^{-2}$  на один мА тока. Рассмотрим в качестве возможных вариантов ускорителя бетатрон, микротрон и линейный ускоритель электронов. Сравнительные параметры приведены в таблице.

Согласно результатам из таблицы создание источника МРИ на основе монохроматизации ТИ, обладающего высокой по сравнению с рентгеновской трубкой интенсивностью и достаточной для медицинской диагностики, возможно в случае, если использовать в качестве источника электронов микротрон или линейный ускоритель.

Таблица. Параметры источников РИ

Тип источника	Освещенность на один мА тока, фотон·с $^{-1}$ ·см $^{-2}$	Ток, мА	Освещенность, фотон·с $^{-1}$ ·см $^{-2}$
Рентгеновская трубка	$10^4$	10	$10^5$
Бетатрон	$10^8$	$10^{-4}$	$10^4$
Микротрон	$10^8$	$10^{-1}$	$10^7$
Линейный ускоритель электронов	$10^8$	10	$10^9$

Использование бетатрона не обеспечивает необходимой интенсивности вследствие низкого значения тока. При использовании линейного ускорителя электронов или микротрона есть возможность осуществлять микрофокусировку электронного пучка, благодаря чему яркость источника может достигать значений  $10^{10}$  фотон·с $^{-1}$ ·мм $^{-2}$ ·мрад $^{-2}$  при ширине линии 10 эВ, что на 2–3 порядка превышает яркость рентгеновских трубок [2].

Подобные источники с успехом можно использовать не только в медицинской диагностике, но и в промышленной томографии и в высокоэнергетическом флуоресцентном анализе.

### Выводы

Разработана модель генерации рентгеновского излучения пучком электронов, которая позволила определить параметры оптимальной мишени. Показано что большую интенсивность рентгеновского излучения обеспечивают мишени-конверторы из легких материалов (с малым атомным числом). В качестве оптимальной выбрана мишень толщиной 500 мкм, выполненная из алюминия.

Эксперименты по монохроматизации пучка наглядно показали преимущества использования активных монохроматоров. При использовании такого монохроматора наблюдалось увеличение интенсивности в 5,3 раза по сравнению с монохроматором без акустического воздействия.

Проведенные оценки освещенности позволяют говорить о перспективности создания источника монохроматического рентгеновского излучения

на основе монохроматизации тормозного излучения с достаточной интенсивностью при использовании микротрона или линейного ускорителя электронов.

*Работа поддержана Министерством образования и науки Российской Федерации в рамках Федеральной целевой программы «Разработка адаптивной рентгеновской оптики нового поколения для устройств исследования биологических объектов и быстротекущих процессов» ГК № 11.519.11.2030.*

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Украинцев Ю.Г. Сканирующий метод получения рентгеновских изображений на цифровом аппарате «Сибирь-Н», // Медафарм. 2011. URL: <http://medafarm.ru/php/content.php?id=17250> (дата обращения: 31.05.2011).
2. Autier A. Dynamical theory of X-Ray diffraction. – N.Y.: Oxford University Press inc., 2008. – 678 p.
3. Гоголев А.С., Попов Ю.А., Вагнер А.Р., Потылицин А.П., Коcharян В.Р., Мовсян А.Е., Мкртчян А.Г. Рассеяние рентгенов-

- ского излучения в деформированных кристаллах // Известия вузов. Сер. Физика. – 2010. – Т. 53. – № 11/2. – С. 33–38.
4. РАП 160–5 аппарат рентгеновский переносной сильноточный // TSNK Laboratory. 2011. URL: <http://www.tsnk-lab.ru/work/equipment/form/portable/rap1605> (дата обращения: 17.06.2011).
5. Sanchez del Rio M., Dejus R.J. XOP. Recent Developments // ESRF. 2011. URL: <http://www.esrf.eu/computing/scientific/people/srio/publications/> (дата обращения: 17.06.2011).

*Поступила 02.06.2011 г.*

УДК 537.862

### СПОНТАННОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ В ОТРАЖАТЕЛЬНОМ ТРИОДЕ С ВИРТУАЛЬНЫМ КАТОДОМ

Т.В. Коваль, А.Л. Марченко

Томский политехнический университет  
E-mail: tvkoval@mail.ru

*Рассматривается взаимодействие колебаний виртуального катода с электромагнитным полем резонансной неоднородной структуры отражательного триода с радиально расходящимся пучком. Проводится исследование зависимости уровня спонтанного излучения от геометрии системы и пучка, от типа возбуждаемой волны. Определены условия наиболее эффективного взаимодействия с низшим типом волны.*

#### **Ключевые слова:**

*Спонтанное излучение, виртуальный катод, отражательный триод, мощность излучения.*

#### **Key words:**

*Spontaneous radiation, virtual cathode, reflex triode, radiation power.*

#### **Введение**

Отражательные триоды привлекают к себе внимание, прежде всего как источники мощного микроволнового излучения, способные работать без внешнего магнитного поля [1, 2]. Принцип работы основан на формировании в вакуумной электродинамической системе виртуального катода (ВК), осцилляции которого вызывают СВЧ-генерацию.

В работе [3] построена одномерная модель вынужденного излучения электронного пучка с ВК, в основу которой положено монотонное накопление пространственного заряда за счет отраженных от ВК электронов и «запирание электронного пучка». Основной идеей отличной от [3], в нашем рассмотрении является то, что динамика виртуального катода характеризуется пространственно-временными колебаниями [4–6]. При этом усредненная координата ВК осциллирует относительно средне-

го положения с частотой, определяемой плотностью заряда в области ВК, которая в 1,2...1,5 выше, чем в области реального катода. В отражательном триоде имеет место квазистационарный режим колебаний ВК, при котором происходит параметрическое самосогласованное взаимодействие осциллирующих электронов с колебаниями края потенциальной ямы, обуславливающее модуляцию электронов по фазе [7, 8]. Как показали аналитические исследования [9, 10], генерация в системах с ВК происходит при токах выше критических, определяемых параметрами системы и пучка, т. е. при критическом значении плотности электронов в области ВК. Мощность и эффективность излучения в системах с ВК определяется уровнем взаимодействия волны с электронным пучком, который в свою очередь зависит от параметров и геометрии системы и пучка.