
ОБЩАЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ
ТЕХНИКА

УДК 53.08

**ИССЛЕДОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ИНТЕНСИВНОСТИ
И ЭНЕРГИИ ИЗЛУЧЕНИЯ ИМПУЛЬСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ
ТРУБОК КОАКСИАЛЬНОГО ТИПА С ПИКОВЫМИ
НАПРЯЖЕНИЯМИ ДО 615 кВ**

© 2024 г. А. А. Комарский^{а,*}, С. Р. Корженевский^{а,**}

^а *Институт электрофизики Уральского отделения Российской академии наук
Россия, 620110, Екатеринбург, ул. Амундсена, 106*

^{*}*e-mail: aakomarskiy@gmail.com*

^{**}*e-mail: sk@iep.uran.ru*

Поступила в редакцию 07.07.2023 г.

После доработки 17.07.2023 г.

Принята к публикации 26.08.2023 г.

Исследовано распределение интенсивности и энергии рентгеновского излучения в плоскости детектора для трех импульсных рентгеновских источников. Источники генерируют импульсы излучения наносекундной длительности с разными максимальными напряжениями: 90 кВ, 320 кВ и 615 кВ. Рентгеновские трубки данных источников выполнены в коаксиальном виде, автоэмиссионный катод представляет собой танталовый диск с внутренним отверстием, диаметр которого зависит от максимального напряжения источника, анод представляет собой заостренный вольфрамовый стержень диаметром 4 мм. За счет конструкции электродов, позволяющей сохранить относительно небольшое фокусное пятно при высоких напряжениях, распределение интенсивности излучения по площади детектора отличается от классического распределения Гаусса. Различие наблюдается для источников с максимальным напряжением выше 300 кВ. Возможность получать высокие энергии излучения позволяет применять данные источники для получения двухэнергетических рентгеновских изображений. Для эффективного использования двухэнергетической обработки исследована зависимость распределения излучения разной эффективной энергии по площади детектора.

DOI: 10.31857/S0032816224020155 EDN: QSCKLB

1. ВВЕДЕНИЕ

На качество рентгеновских снимков влияет несколько факторов: рентгеновский источник, принимающий рентгеновский детектор, состав и форма объекта исследования, расстояние между объектом, источником и приемником излучения и время экспозиции [1–4]. Если рассматривать разрешение получаемых рентгеновских снимков, то необходимо учитывать размеры эффективного фокусного пятна рентгеновского источника.

Размер фокусного пятна зависит от многих факторов, таких как диаметр электронного пучка, угол наклона анода, качество материала анода и других параметров. Чем меньше фокусное

пятно, тем выше разрешающая способность трубки и качество изображения [5].

Эффективное фокусное пятно рентгеновского источника — это область, в которой рентгеновские лучи имеют наибольшую интенсивность и наиболее четко фокусируются. Размер этой области зависит от конструкции рентгеновской трубки и ее параметров, таких как напряжение и ток. Чем меньше эффективное фокусное пятно, тем более точно и четко будет получено изображение при рентгеновской диагностике [6–9]. Эффективное фокусное пятно рентгеновского источника более значимый параметр, чем фокусное пятно, которое характеризует область на аноде, где концентрируются ускоренные

электроны. Эффективное фокусное пятно влияет не только на четкость получаемого рентгеновского снимка, но и на распределение интенсивности излучения по детектору.

В силу того, что современные рентгеновские технологии развились очень высоко, актуально учитывать такое понятие, как дрейф фокусного пятна. Особенно важен данный параметр при работе с микрофокусными рентгеновскими источниками, при работе источника в составе компьютерного томографа [10, 11]. Как и любое фокусное пятно, дрейф фокусного пятна рентгеновской трубки является результатом небольших изменений положения фокуса из-за тепловых и механических эффектов внутри трубки. Это может привести к смещению или расширению пятна на целевой мишени, что может снизить качество изображения в рентгеновской томографии или других приложениях. Для минимизации дрейфа фокусного пятна используются различные методы, такие как охлаждение трубки или использование электронных систем управления фокусом.

Распределение квантов рентгеновского излучения в фокусном пятне имеет форму гауссовой кривой. Это означает, что наибольшая интенсивность излучения наблюдается в центре фокусного пятна, а с увеличением расстояния от центра интенсивность постепенно уменьшается. Такое распределение связано с тем, что электронный пучок, проходя через фокусное пятно, концентрируется в центре и создает наиболее интенсивное излучение в этой области. Важно отметить, что форма распределения может быть изменена различными факторами, такими как угол наклона анода и качество материала анода.

Такое распределение интенсивности излучения справедливо для большинства рентгеновских трубок обращенного и прострельного типов. Нами экспериментально замечено, что в случае импульсных рентгеновских источников с коаксиальными трубками обращенного типа, в которых анод выполнен в виде заостренного стержня, распределение интенсивности при некоторых условиях имеет иной характер: в центре оптической оси наблюдается не максимальная интенсивность, а снижение интенсивности.

Импульсные рентгеновские источники разрабатываются и широко представлены для промышленного применения. В данной работе исследованы распределения интенсивности

излучения импульсных рентгеновских источников, разрабатываемых в нашей лаборатории, в которых формирование высоковольтных импульсов основано на полупроводниковых прерывателях тока SOS [12–14]. Использование в цепи полупроводниковых прерывателей тока вместо разрядников позволяет генерировать импульсы наносекундной длительности с частотой следования до нескольких кГц [15]. Источники имеют преимущества при исследовании движущихся объектов и механизмов и компьютерной томографии [16, 17]. Для задач двухэнергетической обработки изображений разработан импульсный рентгеновский источник с напряжением более 600 кВ. При работе с данным рентгеновским источником наблюдается нехарактерное распределение интенсивности относительно центра оптической оси к периферии.

Метод двухэнергетического преобразования рентгеновских изображений широко развивается в настоящее время [18, 19]. В частности, некоторые наши исследования с помощью двухэнергетической обработки рентгеновских снимков направлены на определение пластиковых объектов на фоне металлов разной толщины [20], проведены успешные исследования по контрастному выделению драгоценных камней на фоне пустой породы [21]. Высокую эффективность по изменению спектрального состава показывает способ с применением рентгенопоглощающих фильтров, т.е. излучение становится более “жестким” после прохождения через фильтры, например, из меди или алюминия. В данном случае важно знать распределение не только интенсивности излучения по площади детектора, но и однородность распределения энергетического состава излучения по детектору.

Применение рентгеновских источников с напряжением в импульсе более 300 кВ обусловлено необходимостью исследования массивных объектов с толщиной более 50 мм, а также для более эффективного разделения излучения по энергетическим диапазонам. В работе проведено исследование распределения интенсивности излучения и спектрального состава излучения по поверхности детектора относительно оптической оси для импульсных рентгеновских источников с разными пиковыми напряжениями.

2. ОПИСАНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТА

Исследование распределения интенсивности и однородности энергетического состава излучения по площади детектора проведено для трех импульсных рентгеновских источников с полупроводниковым прерывателем тока, которые имеют разные параметры импульсного напряжения и тока. Импульсы напряжений и токов представлены на рис. 1.

На рис. 1а показаны графики импульсов напряжения и тока источника, генерирующего напряжение с амплитудой порядка 90 кВ и током до 270 А, длительность тока на полувывоте составляет около 20 нс. Источник способен генерировать импульсы с частотой следования до 5 кГц. На рис. 1б показаны графики импульсов напряжения и тока источника, генерирующего напряжение амплитудой до 320 кВ, амплитуда тока достигает 240 А, длительность тока и соответственно рентгеновского излучения около 30 нс. Частота следования импульсов ограничена 700 Гц. Характеристики последнего импульсного источника, осциллограммы напряжения и тока для которого представлены на рис. 1в, следующие: напряжение в пике достигает 615 кВ, ток составляет около 2 кА, длительность тока на полувывоте около 100 нс. Энергия в импульсе составляет более 50 Дж, что накладывает ограничение на частоту следования импульсов до 30 Гц при кратковременных включениях.

На распределение электронного тока по поверхности мишени основное влияние оказывает форма мишени и напряжение источника. С увеличением напряжения площадь, куда попадает поток электронов, увеличивается. Тормозные спектры излучения рассчитаны путем дифференцирования по времени исходя из графиков токов и напряжений, выражение для зависимости интенсивности на интервале $d\lambda$ в определенный момент времени приведено ниже:

$$\frac{dI}{d\lambda} = \frac{c^2}{\lambda_0} CiZ \frac{\lambda - \lambda_0}{\lambda^3},$$

где c — скорость света в вакууме, C — константа, i — ток через рентгеновскую трубку, Z — атомный номер вещества мишени (анода), λ_0 — граничная длина волны, зависящая от напряжения на рентгеновской трубке.

Характеристические линии в расчетах не учитываются, поскольку их вклад в общий спектр

составляет менее одного процента. Тормозные спектры для исследуемых импульсных рентгеновских источников приведены на рис. 2.

Схематическое изображение рентгеновской трубки представлено на рис. 3. Катод трубки выполнен из тантала толщиной 0.3 мм, анод изготовлен из вольфрамового прутка диаметром 4 мм, угол заточки анода составляет 30 градусов. Внутренний диаметр катода варьируется в зависимости от напряжения на трубке и составляет для импульсного рентгеновского источника с напряжением 90 кВ — 3 мм, для источника с напряжением 320 кВ — 11 мм, для источника с напряжением 615 кВ — 25 мм.

Вакуум в рентгеновской трубке поддерживается не хуже 10^{-5} Па за счет непрерывной откачки с помощью магниторазрядного насоса. Перед экспериментом рентгеновская трубка проходит тренировку до тех пор, пока разброс интенсивности излучения от импульса к импульсу не составит менее 3%.

Излучение регистрируется на плоскопанельный детектор VIVIX-V 2323D со сцинтиллятором типа йодида цезия, легированного таллием (CsI:Ti); аналого-цифровое преобразование — 16 бит, размер эффективной области детектирования составляет 224.824×224.824 мм², размер пикселя — 179 мкм. Детектор способен регистрировать рентгеновское излучение в режиме накопления сигнала и в видеорежиме с частотой кадров 37 Гц (при биннинге пикселей частота регистрации достигает 67 Гц). Электроника имеет защиту от жесткого рентгеновского излучения, связь с персональным компьютером осуществляется по Ethernet-кабелю.

Полученные распределения интенсивности по плоскости детектора представлены в виде 3D-поверхностей, где координаты x и y соответствуют номерам пикселей детектора по ширине и высоте, а координата z является интенсивностью сигнала конкретного пикселя. Обработка распределений проведена с использованием языка программирования Python и библиотеки с открытым кодом. Приведены 3D-изображения для конструкции с симметричным расположением катодной “шайбы” относительно анодного стержня. Расчеты проведены для всех трех источников излучения.

Для источника с напряжением 615 кВ и внутренним диаметром катода 25 мм проведен анализ распределения излучения по энергиям относительно центра пучка. Оценка энергетического

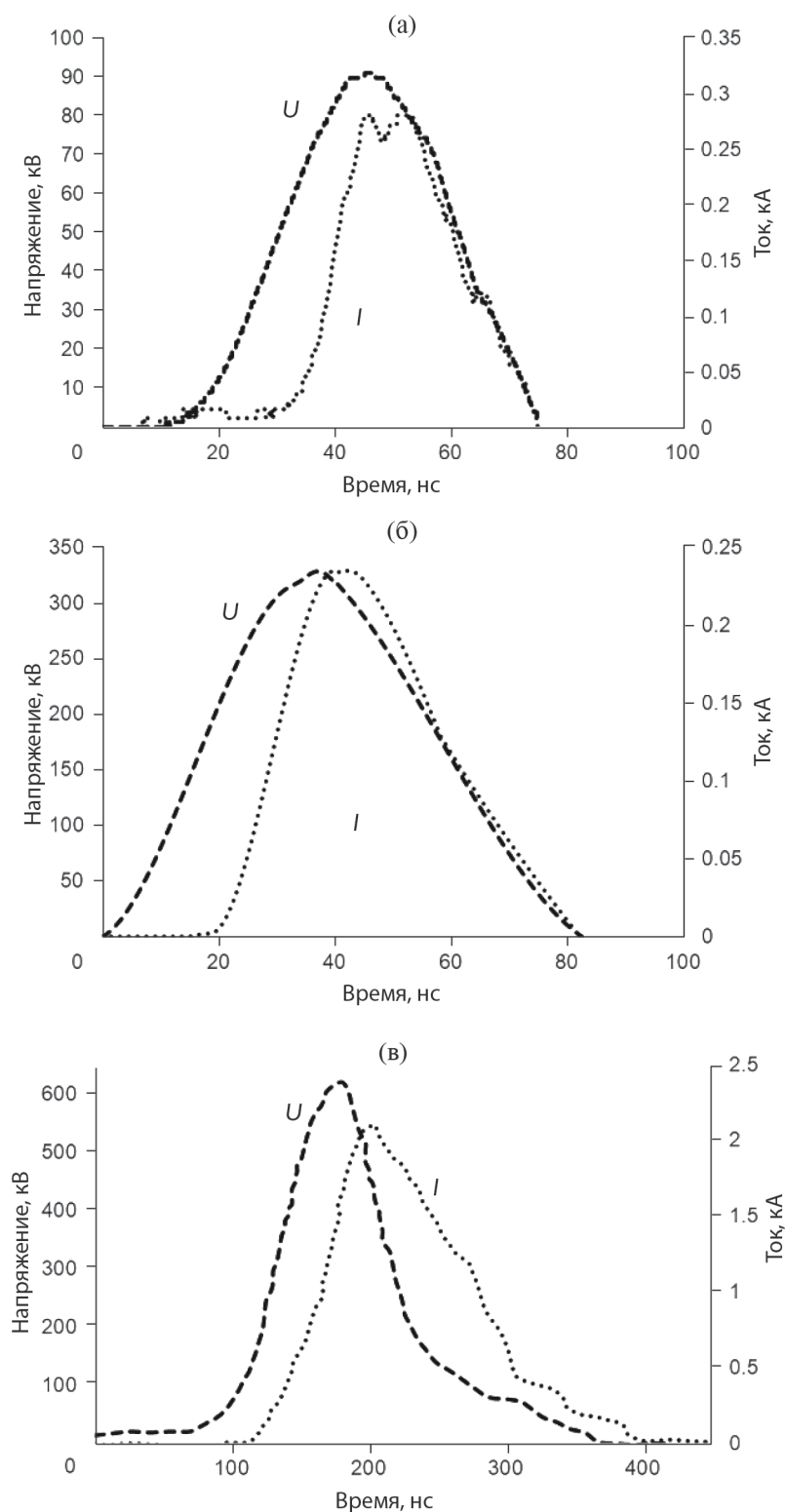


Рис. 1. Графики импульсов напряжений и токов для исследуемых источников излучения: **а** — источник с пиковым напряжением 90 кВ, **б** — источник с пиковым напряжением 320 кВ, **в** — источник с пиковым напряжением 615 кВ.

распределения проведена за счет ослабления длинноволнового излучения с помощью рентгенопоглощающих фильтров из меди. Рассмотрен отдельно случай, когда нарушена симметрия

расположения анода относительно катода. Для этого случая также получены зависимости энергетического распределения излучения по плоскости детектора.

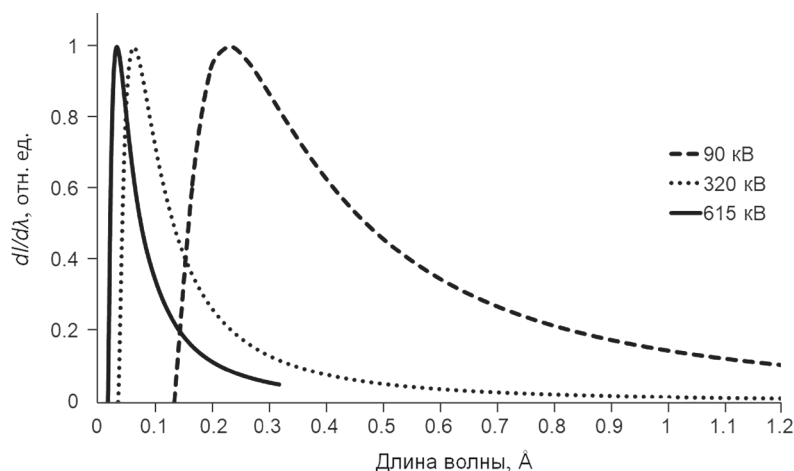


Рис. 2. Тормозные спектры, полученные путем расчета из осциллограмм токов и напряжений, для импульсных источников с напряжениями 90 кВ, 320 кВ, 615 кВ.

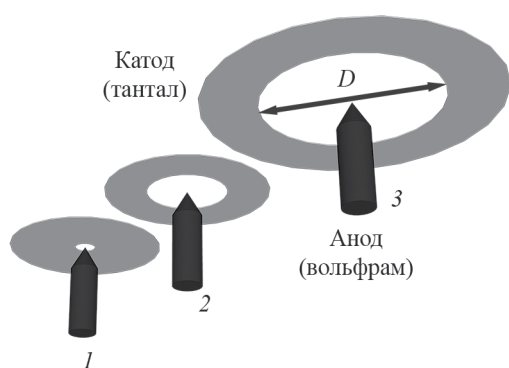


Рис. 3. Электроды рентгеновских трубок для напряжений 90 кВ – 1, 320 кВ – 2, 615 кВ – 3.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 4 сверху представлено распределение интенсивности излучения по плоскости детектора в виде 3D-поверхности для импульсного рентгеновского источника с максимальным напряжением 90 кВ и диаметром катода 3 мм. Профиль распределения имеет вид, где максимальная интенсивность излучения наблюдается в центре и снижается к периферии. Явно это представлено на рис. 4 снизу, интенсивность распределения соответствует линии, отмеченной на рис. 4 сверху стрелкой.

Для источника с напряжением 320 кВ и диаметром катода 11 мм распределение излучения также характеризуется максимумом преимущественно в центре и снижением к периферии, как это видно на рис. 5 (приведен сектор распределения). Но около центральной части наблюдается небольшая область со спадом интенсивности, что можно заметить по отклонению от кривой:

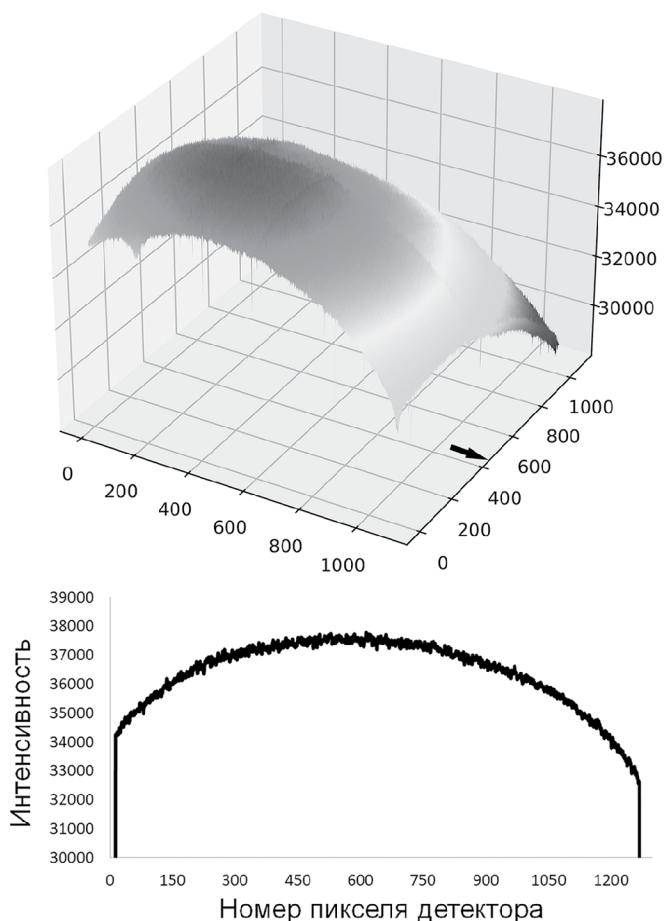


Рис. 4. Распределение интенсивности рентгеновского излучения источника с пиковым напряжением 90 кВ по детектору в 3D (сверху) и для одной линии пикселей (снизу).

область в окрестности 500 пикселя на кривой распределения, показанной на рис. 5 снизу. Кривая интенсивности соответствует линии пикселей детектора, отмеченной стрелкой на рис. 5

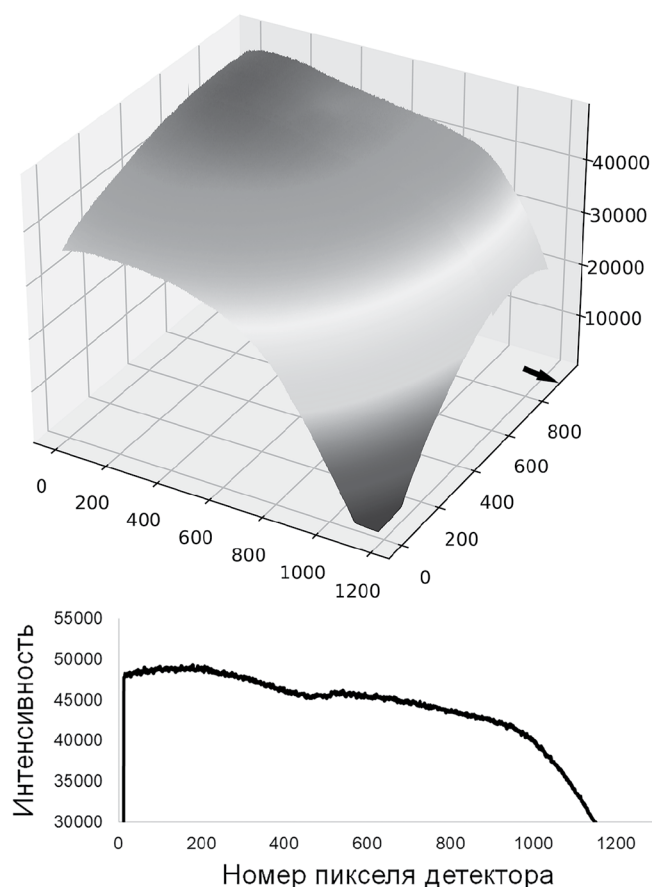


Рис. 5. Распределение интенсивности рентгеновского излучения источника с пиковым напряжением 320 кВ по детектору в 3D (сверху) и для одной линии пикселей (снизу). Вырезан сектор распределения.

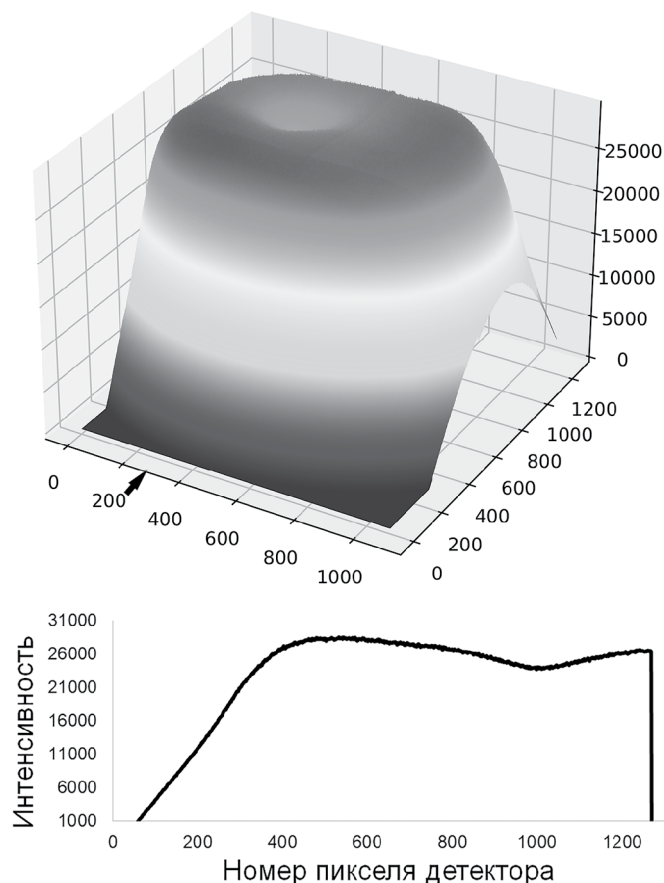


Рис. 6. Распределение интенсивности рентгеновского излучения источника с пиковым напряжением 615 кВ по детектору в 3D (сверху) и для одной линии пикселей (снизу).

сверху. Резкий спад обусловлен применением круглой диафрагмы из вольфрама, которая гасит интенсивность излучения.

На рис. 6 сверху изображено распределение интенсивности для импульсного рентгеновского источника с пиковым напряжением 615 кВ и диаметром катода 25 мм. В данном случае снижение интенсивности в центре оптической оси составляет около 20%. Снизу на рис. 6 приведено распределение интенсивности вдоль линии, отмеченной стрелкой на рис. 6 сверху. Рентгеновское излучение проходит через диафрагму с круглым отверстием, что объясняет резкий спад интенсивности у периферии.

Для импульсной рентгеновской трубки с диаметром катода 25 мм в центре пучка наблюдается снижение интенсивности. Это означает, что электронный пучок достигает в большей степени не конусной части анода, а непосредственно его цилиндрической части. Измерения фокусного пятна также показывают, что диаметр фокусного

пятна соответствует диаметру стержня анода, а не меньшей области, как в случае импульсной рентгеновской трубки с пиковым напряжением 90 кВ, где размер эффективного фокусного пятна составляет 1.5 мм. При напряжении 320 кВ и диаметре катода 11 мм, такое пятно заметно и имеет отклонение от близких точек около 3%.

Для импульсной рентгеновской трубки с пиковым напряжением 615 кВ измерено ослабление интенсивности излучения, полученное за счет рентгенопоглощающих медных фильтров, с целью проведения анализа распределения излучения по энергиям относительно пятна с низкой интенсивностью. Данные кривые представлены на рис. 7.

Кривые соответствуют разным эффективным энергиям излучения, которые получены в результате последовательного отсека низкочастотного излучения фильтрами. Следует отметить, что распределение излучения по энергиям практически одинаково по всей линии

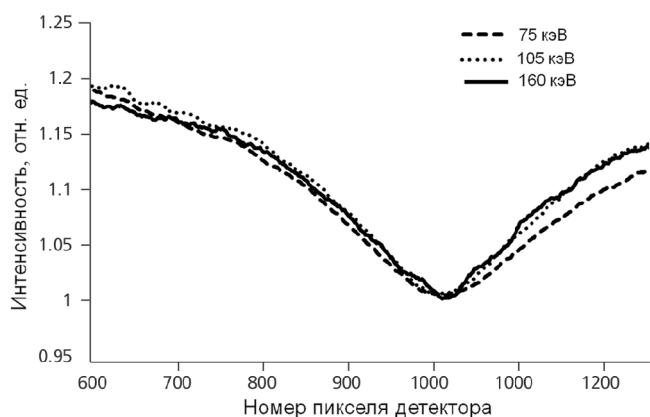


Рис. 7. Распределение эффективной энергии рентгеновского излучения по детектору относительно пятна со сниженной интенсивностью для источника 615 кВ для симметричной электродной системой. Распределение соответствует линии пикселей, отмеченной стрелкой на рис. 6 сверху.

пикселей детектора (отмечена стрелкой на рис. 6 сверху), слева от пятна с провалом по интенсивности наблюдается небольшое отклонение кривой низкоэнергетического излучения. Однако отклонение невелико и составляет около 3%. Для рентгеновских трубок с меньшими пиковыми значениями напряжения отклонений практически не наблюдается.

Дальнейший эксперимент проведен для случая, когда катод смещен относительно центра анода на миллиметр, т.е. с одной стороны промежуток между катодом и вершиной конуса анода составляет 13 мм, с противоположной 12 мм. В импульсной рентгеновской трубке используется холодный автоэмиссионный катод, вследствие чего генерация пучка электронов сильно зависит от межэлектродного зазора, в отличие от термоэмиссионных катодов, где электронный ток регулируется током накала. Смещение катода относительно анода приводит не только к перекосу максимума интенсивности излучения в сторону меньшего межэлектродного зазора, но и к появлению провала интенсивности пучка большой по амплитуде. Это хорошо заметно по рис. 8, где в 3D-проекции построено распределение интенсивности рентгеновского излучения по детектору для данного случая.

По графику на рис. 9 заметно, что в месте провала интенсивность отличается более чем на 30%. И тут наблюдается сильная зависимость энергетического распределения излучения относительно минимума интенсивности в пятне. Если нормировать эффективные энергии

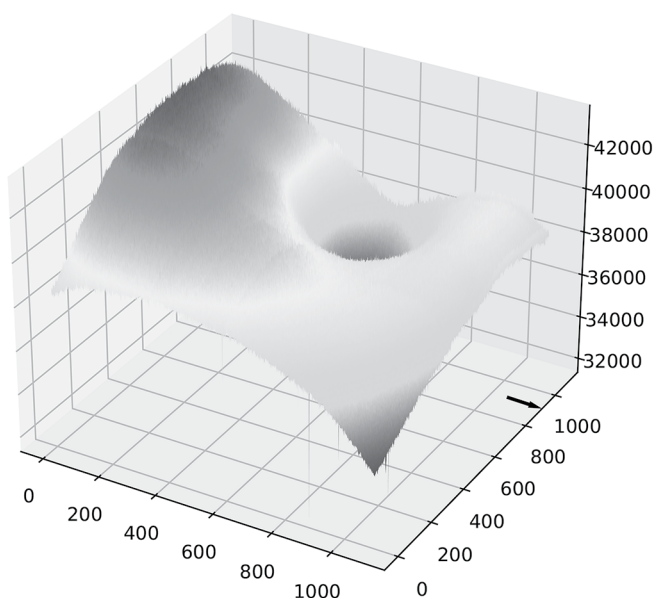


Рис. 8. Распределение интенсивности рентгеновского излучения источника с пиковым напряжением 615 кВ по детектору в 3D для случая со смещением катода относительно анода.

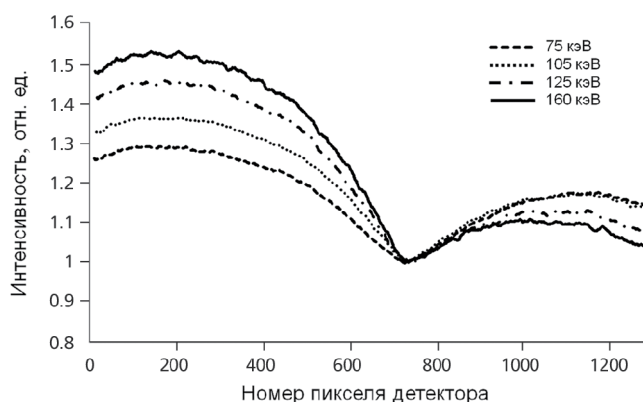


Рис. 9. Распределение эффективной энергии рентгеновского излучения по детектору относительно пятна со сниженной интенсивностью для источника 615 кВ и симметричной электродной системой. Распределение соответствует линии пикселей, отмеченной стрелкой на рис. 8.

излучения в пятне по абсолютным значениям на единицу, то видно, что слева от пятна будет преобладать более жесткое излучение, т.е. доля излучения с эффективной энергией 160 кэВ будет выше доли излучения 75 кэВ в окрестности 200 пикселя в 1.2 раза. Интересен тот факт, что справа от пятна наблюдается обратное распределение, т.е. излучение с эффективной энергией 75 кэВ выше излучения с энергией 160 кэВ в 1.3 раза в окрестности пикселя 1200.

По значению абсолютной интенсивности понятно, что область слева от пятна характеризует случай, когда катод-анодный промежуток составляет 12 мм, но логично предположить, что излучение с данной стороны должно быть менее жесткое, так как напряжение, требуемое для начала автоэлектронной эмиссии, ниже при меньшем зазоре. Возможное объяснение факта, что со стороны катод-анодного зазора 13 мм низкоэнергетическое излучение проявляется сильнее, вызвано тем, что интенсивная электронная эмиссия начинается с того момента, когда импульс напряжения уже снижается и, как следствие, энергия тормозного излучения тоже.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе исследовано распределение интенсивности рентгеновского излучения в плоскости детектора для импульсных рентгеновских трубок, которые работают при максимальных напряжениях 90 кВ, 320 кВ и 615 кВ. Данные трубки выполнены коаксиальными. Трубки имеют холодные автоэмиссионные катоды из тантала, изготовленные в виде шайб с различными диаметрами в зависимости от величины импульсного напряжения, аноды для всех трубок представлены в виде вольфрамового стержня диаметром 4 мм с заостренным конусом в области, где происходит электронная бомбардировка.

С увеличением импульсного напряжения и диаметра катода соответственно на детекторе наблюдается область в виде пятна со снижением интенсивности излучения, в отличие от распределения Гаусса для традиционных рентгеновских трубок непрерывного действия или импульсных рентгеновских трубок с напряжениями до 300 кВ. Эффект локального снижения интенсивности излучения слабо проявляется при пиковом напряжении на трубке 320 кВ, становится наиболее заметен для напряжения 615 кВ и диаметра катода 25 мм. В случае если соблюдается симметрия в расположении катодной шайбы относительно анода, то пятно находится в центре оптической оси распределения. Проявление такого теневого пятна объясняется геометрией электродов импульсной рентгеновской трубки и высоким напряжением: при большом диаметре катода расстояние до цилиндрической части анода становится меньше, чем до конусной, поэтому плотность потока электронов выше на цилиндрической части катода и, как

следствие, рентгеновское тормозное излучение выше из данной области.

При смещении центра катодной шайбы относительно анода наблюдается перекося в распределении интенсивности излучения по детектору относительно оптической оси, причем темное пятно имеет снижение интенсивности более чем на 30% для источника излучения с максимальным напряжением 615 кВ, тогда как при симметричном расположении электродов снижение интенсивности составляет менее 20%.

Также при смещении катода относительно анода наблюдается изменение энергетического распределения в плоскости детектора относительно пятна со сниженной интенсивностью. В области, где зазор между катодом и анодом составляет меньшее значение, излучение более жесткое, а в области с большим зазором — излучение более мягкое, т.е. это проявляется при непропорциональном ослаблении излучения с разной эффективной энергией.

Таким образом, эффекты снижения интенсивности излучения в центре оптической оси и неравномерное энергетическое распределение излучения при использовании импульсных рентгеновских трубок коаксиального типа с высокими пиковыми напряжениями необходимо учитывать. Если абсолютную интенсивность можно скомпенсировать при калибровке самого детектора либо при обработке рентгеновского снимка, то энергетическую зависимость излучения за счет калибровки не исключить, необходимо выбирать область, где наблюдается однородное распределение излучения по энергиям. Особенно важно это учитывать при двухэнергетической обработке изображений и при использовании источника в компьютерной томографии.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена в рамках Государственного задания института электрофизики РАН.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Aichinger H., Dierker J., Joite-Barfuß S. et. al. Radiation Exposure and image quality in X-Ray diagnostic radiology. Springer Berlin, Heidelberg, 2012. P. 307.
2. Староверов Н.Е., Грязнов А.Ю., Камышанская И.Г., Потрахов Н.Н., Холопова Е.Д. // Российский Технологический Журнал. 2021. Т. 9. С. 57.
<https://doi.org/10.32362/2500-316x-2021-9-6-57-63>
3. Бехтерев А.В., Лабусов В.А., Лохтин Р.А., Пьянов Д.А., Строков И.И., Храмов М.С. // Российский Электронный Журнал Лучевой Диагностики. 2019. Т. 9. С. 160.
<https://doi.org/10.21569/2222-7415-2019-9-1-160-176>
4. Brosi P., Stuessi A., Verdun F., Vock P., Wolf R. // Radiological Physics and Technology. 2011. V. 4. P. 148.
<https://doi.org/10.1007/s12194-011-0115-4>
5. Blinov N.N., Vasilyev A.Yu., Bessonov V.B., Gryaznov A.Yu., Zhatova K.K., Potrakhov E.N., Potrakhov N.N. // Biomedical Engineering. 2014. V. 48. P. 58.
<https://doi.org/10.1007/s10527-014-9418-1>
6. Jain A., Panse A., Bednarek D. et. al., // Proc. SPIE. 2014. V. 9033.
<https://doi.org/10.1117/12.2043057>
7. Сорокин В.Б., Луценко А.С., Генцельман В.Г. // Приборы и техника эксперимента. 2018. Т. 2. С. 38.
<https://doi.org/10.7868/S0032816218020088>
8. Потрахов Н.Н., Мазуров А.И., Гук К.К., Потрахов Ю.Н. Способ определения фокусного пятна рентгеновской трубки. Патент РФ RU 2717376 С1, 2020.
9. Усачев Е.Ю., Гнедин М.М. Способ измерения размеров эффективного фокусного пятна микрофокусных рентгеновских трубок. Патент РФ RU 2674567 С1. 2018.
10. Bircher B.A., Meli F., Küng A., Thalmann R. Proc. 10th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2020), Wels, Austria, 2020. Special Issue of e-Journal of Nondestructive Testing. 2020. V. 25 (2). P. 1.
<https://doi.org/10.58286/25087>
11. Liu M., Yu H., Xi X., Tan S., Zhu L., Zhang Z., Li L., Chen J., Yan B. // Applied Optics. 2023. V. 62. P. 2784.
<https://doi.org/10.1364/AO.479467>
12. Rukin S.N., Tsyranov S.N. // Tech. Phys. Lett. 2000. V. 26. P. 824.
<https://doi.org/10.1134/1.1315507>
13. Lyubutin S.K., Pedos M.S., Ponomarev A.V., Rukin S.N., Slovikovsky B.G., Tsyryanov S.N., Vasiliev P.V. // IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation. 2011. V. 18. P. 1221.
<https://doi.org/10.1109/TDEI.2011.5976119>
14. Rukin S.N. // Rev. Sci. Instrum. 2020. V. 91. P. 011501.
<https://doi.org/10.1063/1.5128297>
15. Grishin D.M., Gubanov V.P., Korovin S.D., Lyubutin S.K., Mesyans G.A., Nikiforov A.V., Rostov V.V., Rukin S.N., Slovikovskii B.G., Ul'maskulov M.R., Sharypov K.A., Shpak V.G., Shunailov S.A., Yalandin M.I. // Tech. Phys. Lett. 2002. V. 28. P. 806.
<https://doi.org/10.1134/1.1519013>
16. Komarskiy A.A., Korzhenevskiy S.R., Ponomarev A.V., Komarov N.A. // Journal of X-Ray Science and Technology. 2021. V. 29. P. 567.
<https://doi.org/10.3233/XST-210873>
17. Komarskiy A.A., Korzhenevskiy S.R., Komarov N.A. // AIP Conference Proceedings. 2020. V. 2250. P. 020018.
<https://doi.org/10.1063/5.0013238>
18. Bauer C., Wagner R., Orberger B., Firsching M., Ennen A., Pina C.G., Wagner C., Honarmand M., Nabatian G., Monsef I. // Sensors. 2021. V. 21. P. 2455.
<https://doi.org/10.3390/s21072455>
19. Rebuffel V., Dinten J.-M. // Insight Non-Destr. Test. Cond. Monit. 2007. V. 49. P. 589.
<https://doi.org/10.1784/insi.2007.49.10.589>
20. Komarskiy A.A., Korzhenevskiy S.R., Komarov N.A. // AIP Conference Proceedings. 2023. V. 2726. P. 020012.
<https://doi.org/10.1063/5.0134249>
21. Komarskiy A., Korzhenevskiy S., Ponomarev A., Chepusov A. // Sensors. 2023. V. 23. P. 4393.
<https://doi.org/10.3390/s23094393>