

Микрофокусные рентгеновские трубки

В. Б. Бессонов ✉

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ"
им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, Россия

✉ vbbessonov@yandex.ru

Аннотация

Введение. Среди всех методов неразрушающего контроля изделий и материалов рентгеновский имеет особое значение за счет достаточно большого разрешения и в то же время высокой проникающей способности.

Цель работы. Рассмотрение ключевых особенностей микрофокусных источников рентгеновского излучения, областей их применения и основных технических характеристик.

Материалы и методы. При рассмотрении основных типов конструкции микрофокусных рентгеновских трубок (отпаянной и разборной) использовался опыт разработки и эксплуатации описываемого оборудования на базе Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ», а также опыт и публикации зарубежных исследователей и разработчиков из открытых источников. Анализировалась информация ведущих научно-исследовательских коллективов за последние 10 лет.

Результаты. Приведены особенности конструкции каждого типа. Рассмотрены все основные конструктивные узлы: анодный узел, катодный узел, фокусирующая система. Показано влияние материала мишени анода на спектр излучения рентгеновской трубки. Приведена оригинальная конструкция микрофокусной рентгеновской трубки с жидким анодом, показаны ее ключевые особенности и преимущества. Даны общие представления о используемых в микрофокусных рентгеновских трубках катодах (вольфрамовый катод и катод из гексаборида лантана), подробно проиллюстрированы особенности расчетов фокусирующих систем. Представлены конструкции современных рентгеновских трубок.

Заключение. Отмечено, что современные рентгеновские трубки являются высокотехнологичными изделиями, которые позволяют проводить исследования широкой номенклатуры объектов с высоким разрешением. Основным преимуществом контроля с применением микрофокусных рентгеновских трубок является высокая разрешающая способность (микронная и субмикронная). Приведены рентгенограммы тест-объектов, используемых для определения их пространственного разрешения, наглядно иллюстрирующие широкие возможности технологии. Кратко рассмотрены пути совершенствования микрофокусных рентгеновских трубок. Рассмотренные материалы будут полезны при выборе инструмента неразрушающего контроля, а также разработке и создании рентгеновских комплексов на основе микрофокусных рентгеновских трубок.

Ключевые слова: рентгеновские трубки, микрофокусная рентгенография, рентгеновское излучение, неразрушающий контроль, разборная трубка, отпаянная трубка, жидкий анод

Для цитирования: Бессонов В. Б. Микрофокусные рентгеновские трубки // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2021. Т. 24, № 5. С. 6–21. doi: 10.32603/1993-8985-2021-24-5-6-21

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Статья поступила в редакцию 29.04.2021; принята к публикации после рецензирования 04.08.2021; опубликована онлайн 29.11.2021

Microfocus X-ray Tubes

Victor B. Bessonov ✉

Saint Petersburg Electrotechnical University, St Petersburg, Russia

✉vbbessonov@yandex.ru

Abstract

Introduction. X-ray inspection plays a unique role among all nondestructive testing methods for products and materials due to sufficiently high resolution and high penetrability. The present study is designed to consider the key features of microfocus X-ray sources, their areas of application, and main technical characteristics.

Aim. The paper aims to systematize information and review modern X-ray radiation sources for the implementation of microfocus radiography.

Materials and methods. The main designs of microfocus X-ray tubes (soldered and demountable) were considered relying on the experience of the St Petersburg State Electrotechnical University in developing and operating such equipment, as well as the experience and open-access publications of foreign researchers and developers. Data collected by leading research teams over the last ten years were analyzed.

Results. The paper presents design features for each main type of microfocus X-ray tubes – soldered and demountable. All key structural elements are considered: an anode assembly, a cathode assembly, and a focusing system. The influence of anode target material on the X-ray tube radiation spectrum is shown. An original design of a liquid-anode microfocus X-ray tube is described to demonstrate its key features and advantages. In addition, the paper gives an overview of cathodes used in microfocus X-ray tubes (tungsten cathode and lanthanum hexaboride cathode), as well as providing a detailed description of calculations performed for focusing systems. Finally, the designs of modern X-ray tubes are presented.

Conclusion. Modern X-ray tubes are high-tech products that allow for high-resolution research of various objects. The main advantage of testing performed with the use of X-ray tubes consists in high resolution (micron and submicron). The X-ray images of test objects used to determine their spatial resolution are given, which clearly illustrate the vast possibilities of this technology. In addition, ways to improve microfocus X-ray tubes are briefly discussed. The considered materials can be useful in selecting a nondestructive testing tool, as well as in developing and creating X-ray systems on the basis of microfocus X-ray tubes.

Keywords: X-ray tubes, microfocus radiography, X-ray radiation, nondestructive testing, demountable tube, soldered tube, liquid anode

For citation: Bessonov V. B. Microfocus X-ray Tubes. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2021, vol. 24, no. 5, pp. 6–21. doi: 10.32603/1993-8985-2021-24-5-6-21

Conflict of interest. The Author declares no conflicts of interest.

Submitted 29.04.2021; accepted 04.08.2021; published online 29.11.2021

Введение. Среди всех методов неразрушающего контроля изделий и материалов рентгеновский имеет особое значение за счет достаточно большого разрешения и в то же время высокой проникающей способности.

Принципиально любая система для рентгеновского неразрушающего контроля состоит из собственно источника рентгеновского излучения (РИ), системы визуализации изображений, обычно цифровой, и системы позиционирования. Исследование объектов выполняется в двух принципиально различающихся схемах: контактно и проекционно (с прямым геометрическим увеличением) [1].

При контактной съемке объект исследования устанавливается в непосредственной близости от приемника изображений. Разрешающая способность такого способа в первую очередь определяется размером элементарного чувствительного элемента (пикселя) системы визуализации и обычно составляет не более 10 пар линий на миллиметр. Для повышения резкости изображений, полученных контактным способом, можно использовать алгоритмы цифровой обработки, приведенные, например, в [2, 3]. При использовании схемы съемки с прямым геометрическим увеличением определяющее значение с точки зрения разрешающей способности

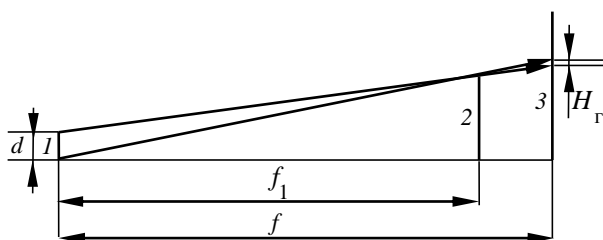


Рис. 1. Съемка методом контактной рентгенографии
Fig. 1. Diagram of contact radiography survey

имеет размер фокусного пятна рентгеновской трубки, что позволяет достигнуть разрешающей способности до 1000 пар линий на миллиметр.

В первом случае (рис. 1) используется источник рентгеновского излучения 1 с протяженным фокусным пятном, поэтому с целью обеспечения необходимой резкости теневого рентгеновского изображения объект съемки 2 необходимо располагать в непосредственной близости к приемнику излучения 3 – "в контакте", а приемник – на достаточно большом расстоянии f от источника излучения 1. Размер фокусного пятна d и расстояние между источником и объектом f_1 существенно влияют на резкость изображения H_r . Очевидно, что для уменьшения резкости изображения необходимо увеличивать расстояние между источником и приемником и уменьшать расстояние между объектом и приемником.

В методе съемки с увеличением изображения используется точечный источник излучения, поэтому достаточная резкость изображения будет обеспечена и в том случае, если объект съемки приближен к источнику излучения и одновременно удален от приемника излучения (рис. 2), т. е. резкость сохраняется независимо от соотношения расстояний f и f_1 .

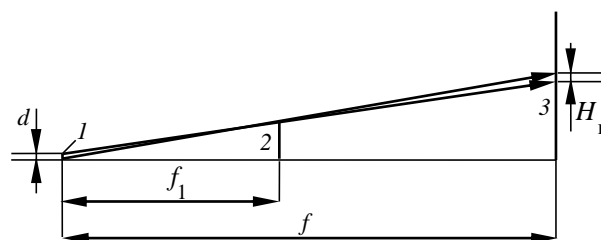


Рис. 2. Съемка с прямым увеличением изображения
Fig. 2. Diagram of direct enlargement survey

В этом случае увеличение изображения объекта в плоскости приемника определяется коэффициентом

$$K = \frac{f}{f_1},$$

а геометрическая нерезкость в плоскости приемника выражением

$$H_r = d \frac{f - f_1}{f_1}.$$

Очевидно, что реализация метода съемки с минимальными значениями геометрической нерезкости возможна только с помощью специализированных источников рентгеновского излучения – микрофокусных рентгеновских трубок.

Цель работы. Систематизация информации и обзор современных источников рентгеновского излучения, позволяющих реализовать на практике метод микрофокусной рентгенографии.

Материалы и методы. Микрофокусные рентгеновские трубки выполняются в двух конструктивных исполнениях: открытым (разборным) и закрытым (отпаянным).

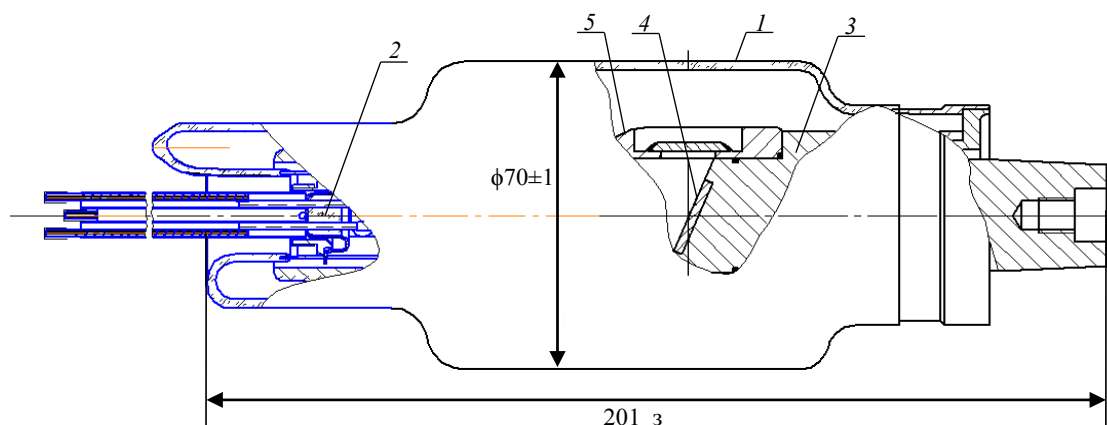


Рис. 3. Рентгеновская трубка с массивным анодом 0.2 БПМ64-200
Fig. 3. X-ray tube having a massive anode 0.2 BPM64-200

При отпаянном конструкционном исполнении вакуум в рабочей области трубки создается при производстве рентгеновской трубки и поддерживается на протяжении всего срока службы за счет герметичной оболочки. Такие трубки выполняются, как правило, с ускоряющим напряжением до 150 кВ [4]. Тем не менее в настоящее время создан ряд отпаянных микрофокусных рентгеновских трубок на напряжение до 200 кВ, например рентгеновская трубка 0.2БПМ64-200 [5]. Конструкция такой рентгеновской трубки представлена на рис. 3.

Трубка содержит стеклянный цилиндрический баллон 1 с увеличенным диаметром в области пролетного промежутка, а также катодный и анодный узлы. Катодный узел 2 выполнен на основе V-образного прямонакального вольфрамового катода, электрически изолированного от фокусирующего электрода. Анодный узел имеет массивное медное тело анода 3 с вплавленной "толстой" дискообразной вольфрамовой мишенью 4. Анод снабжен чехлом 5, снижающим влияние рассеянных электронов на электрическую прочность трубки. Для питания анода, катода и управляющего (сеточного) электрода было разработано специальное генераторное устройство. Возможно использование двух электрических схем питания анода трубки: с заземленной средней точкой и заземленным анодом. Поэтому помимо источника высокого напряжения, выполненного на основе емкостного умножителя, генераторное устройство содержит изолированные на полное анодное напряжение трубки источники накального и сеточного напряжений.

Микрофокусные рентгеновские трубки, рассчитанные на работу на более высоком ускоряющем напряжении, выполняются в открытом конструкционном исполнении, что позволяет существенно продлить срок их службы за счет наличия сменных узлов (катода и анода).

В рентгеновских трубках такого типа вакуум в рабочей области создается вакуумным насосом, подключенным к рабочей камере (рис. 4), непосредственно перед началом эксплуатации. Наличие вакуумного насоса позволяет выполнять разбор и техническое обслуживание рентгеновской трубки, когда это необходимо, поэтому такие трубки еще называют разборными рентгеновскими трубками. Учитывая затраты на замену закрытых систем и техническое обслуживание открытых систем, стоимость обслуживания закрытых и открытых рентгеновских систем практически одинакова.



Рис. 4. Вакуумная система разборной рентгеновской трубки

Fig. 4. Vacuum system of a demountable X-ray tube

В рентгеновских трубках разборного типа, как правило, используется два типа мишеней: прострельная [6] и массивная [7].

Мишень прострельного типа позволяет установить объект исследования практически вплотную к фокусному пятну, за счет чего достигается коэффициент геометрического увеличения в сотни и даже тысячи крат. Тонкая металлическая мишень обычно осаждается на алмазную, бериллиевую или алюминиевую подложку, которая прозрачна для РИ, но при этом обеспечивает герметичность вакуумного корпуса. Конструкция мишени прострельного типа представлена на рис. 5.

В последние годы доступность алмазных подложек в качестве материала мишени дает возможность также эффективно рассеивать больше тепла в фокусном пятне, тем самым позволяя увеличить интенсивность излучения даже при субмикронных размерах фокусного пятна [8]. Кроме того, общая толщина анода может быть меньше, чем при использовании других материалов подложки.

Материал мишени также существенно влияет на спектр рентгеновского излучения.

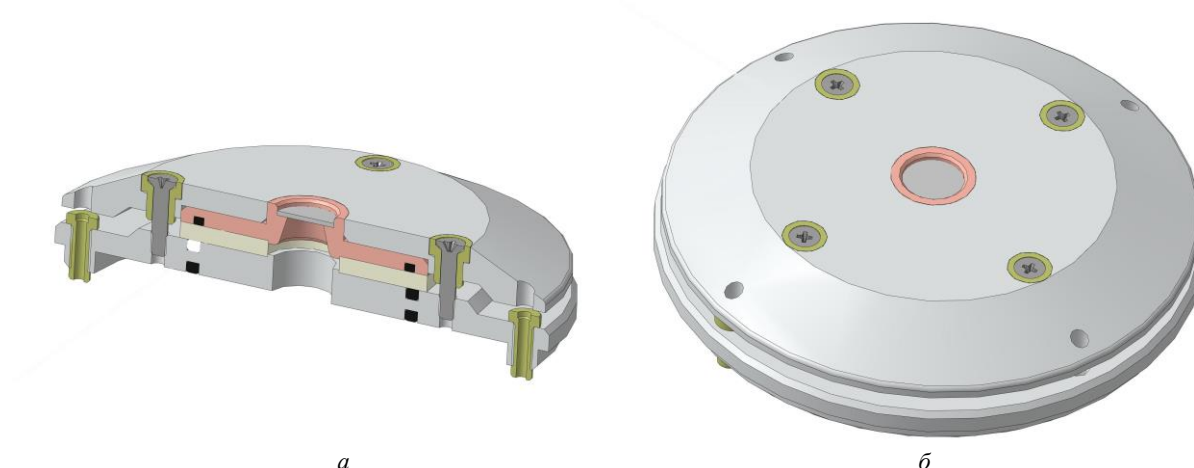


Рис. 5. Конструкции анодного узла разборной рентгеновской трубки: а – срез; б – общий вид
Fig. 5. Anode assembly design in a demountable X-ray tube: a – cross-sectional view; б – general view

В общем случае спектр излучения трубки является результатом сложения двух составляющих: тормозного и характеристического спектров рентгеновского излучения [9].

Тормозное излучение рентгеновской трубки можно охарактеризовать спектральной плотностью потока излучения, определяемой числом квантов рентгеновского излучения (фотонов), приходящихся на единицу энергии, испускаемых за 1 с в угле 1 ср. Спектральная плотность тормозного излучения $N_T(E)$ [квант/(с · ср · кэВ)], т. е. зависимость количества квантов от их энергии, рассчитывается по формуле Крамерса

$$N_T(E) = k Z i_a \left(\frac{E_0}{E} - 1 \right), \quad (1)$$

где $k = 8.8 \cdot 10^8$ – константа; Z – атомный номер материала мишени рентгеновской трубки; i_a – анодный ток трубки; E_0 – энергия ускоренных электронов, определяемая напряжением на рентгеновской трубке.

Поток характеристического излучения N_{x_q} [квант/(с · ср)] в спектре первичного излучения определяется выражением

$$N_{x_q} = k_1 i_a \frac{\gamma \omega_q p G}{Z} \left(\frac{E_0}{E_q} - 1 \right)^{1.67}, \quad (2)$$

где $k_1 = 5 \cdot 10^{14}$ – константа; $\gamma = 3.8 \cdot 10^{-2}$ для K-серии характеристического излучения и $\gamma = 0.11$

для L-серии; ω_q – выход флуоресценции q -уровня; p – доля флуоресценции данной характеристической линии; $G = 1 - (7Z - 80) / (14Z - 80)$; E_q – энергия ионизации q -уровня.

Сложение спектров тормозного и характеристического излучения дает идеализированный спектр излучения рентгеновской трубки в зависимости от таких параметров, как ток, напряжение и материал мишени трубки. Для того чтобы определить истинный вид спектра излучения трубки, необходимо учесть те изменения, которые претерпит пучок первичного РИ при взаимодействии с мишенью анода, выходным окном трубки и фильтром.

Соответственно, конструктивные особенности каждого типа мишени должны быть учтены при расчете.

На рис. 6 представлена схема прохождения излучения при использовании трубки с прострельной мишенью; толщина ослабляющего слоя мишени равна $x_1 - x$, где x_1 – толщина мишени; x – глубина проникновения электронов в мишень, которая рассчитывается по формуле Бете с модифицированным потенциалом ионизации. В случае если используется трубка с массивным анодом, толщина ослабляющего слоя мишени может быть определена по формуле

$$x_1 = x \frac{\cos \alpha}{\cos \beta},$$

где α – угол между пучком электронов и нормалью к поверхности мишени; β – угол между нормалью

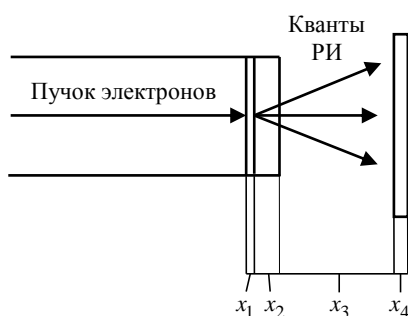


Рис. 6. Схема прохождения пучка РИ от фокусного пятна рентгеновской трубки с прострельным анодом до поверхности объекта:

x_1 – толщина прострельной мишени; x_2 – толщина выходного окна; x_3 – путь от окна до фильтра (при наличии); x_4 – толщина фильтра

Fig. 6. Schematic showing an X-ray beam passing from the focal spot of the transmission anode X-ray tube to the surface of the object: x_1 – transmission target thickness; x_2 – output window thickness; x_3 – window-to-filter path (if applicable); x_4 – filter thickness

и направлением отбора пучка рентгеновского излучения.

Используя (1) и (2), можно рассчитать как суммарное количество квантов в потоке излучения:

$$N = \int_0^{E_0} N_T(E) dE + \sum_q N_{x_q},$$

так и суммарную энергию всех квантов у поверхности объекта, т. е. интегральную интенсивность излучения:

$$J = \int_0^{E_0} [N_T(E) E] dE + \sum_q N_{x_q} E_{q_0}.$$

В настоящее время мишени анода микрофокусных рентгеновских трубок для промышленного просвечивания и диагностики, как правило, выполняются из тугоплавких металлов: вольфрама (W) или рения (Re).

Интересной особенностью обладают микрофокусные рентгеновские трубки серии MetalJet шведского производителя Excillum. Интенсивность рентгеновского излучения прямо пропорциональна току пучка электронов, значение которого ограничивается мощностью рассеиваемой на аноде рентгеновской трубки. В медицинской диагностике при необходимости увеличить рассеиваемую мощность используются трубки с вращаю-

щимся массивным анодом. Для увеличения рассеиваемой мощности в стационарных массивных мишенях анодов предусматриваются каналы для водяного или масляного охлаждения, что позволяет существенно увеличить анодный ток и, соответственно, интенсивность излучения. В рентгеновских трубках серии MetalJet стационарная мишень анода заменена струей жидкого металла, что полностью снимает ограничение, связанное с нагревом мишени и ее расплавлением [10]. Такой материал подается в вакуумную среду в расплавленном виде и по сути представляет собой регенеративную мишень. Поскольку жидкий металл подается под высоким давлением и имеет скорость порядка 100 м/с, то его взаимодействие с пучком электронов не оказывает какого-либо существенного влияния на температуру. Благодаря этому факту можно в достаточно широких пределах изменять анодный ток и добиваться рекордных значений интенсивности рентгеновского излучения, несмотря на то что используемые в качестве жидкого металла галлий (Ga) и индий (In) имеют значительно меньший атомный номер по сравнению с вольфрамом, в соответствии с (1).

Рентгеновская трубка с жидким анодом отличается сравнительно малым размером фокусного пятна – около 5 мкм (рис. 7).

Принципиальная конструкция рентгеновской трубки с жидким анодом представлена на рис. 8.

Еще одной важной особенностью микрофокусной рентгеновской трубки с жидким анодом является практически полное отсутствие дрейфа фокусного пятна в процессе проведения исследования, что позволяет использовать такой тип рентгеновских трубок в условиях, где важна высокая точность положения фокусного пятна при длительной

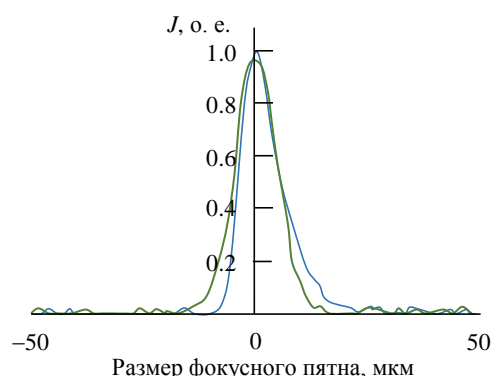


Рис. 7. Размер фокусного пятна рентгеновской трубки с жидким анодом

Fig. 7. Focal spot size of a liquid anode X-ray tube

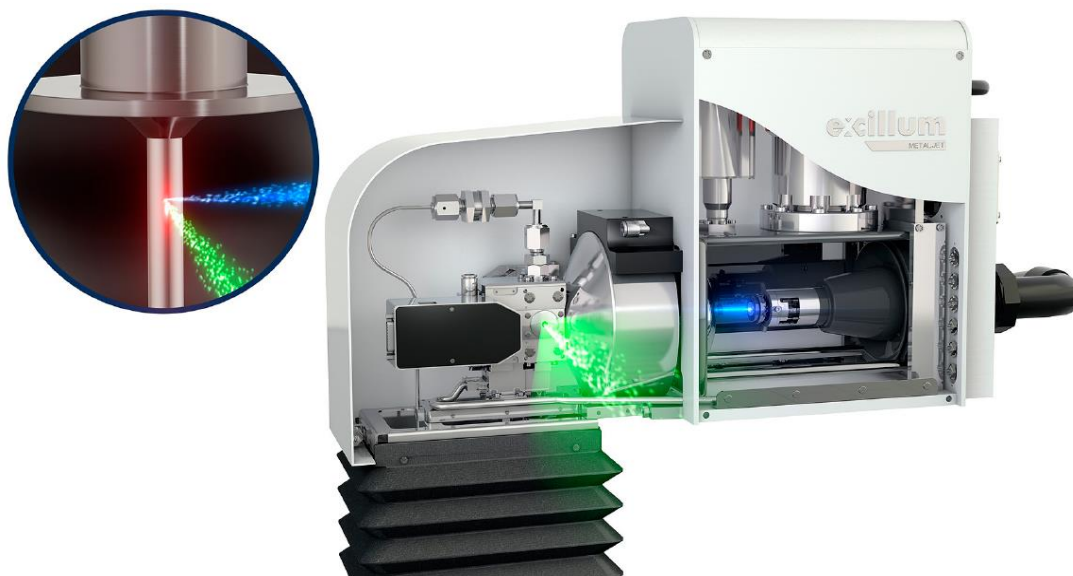


Рис. 8. Рентгеновская трубка с жидким анодом
Fig. 8. Liquid-anode X-ray tube

экспозиции, как показано в [11–14]. На рис. 9 представлен результат измерений смещения фокусного пятна рентгеновской трубки с жидким анодом в течение 24 ч непрерывной работы.

В рентгеновских трубках с металлическим анодом в твердом состоянии дрейф фокусного пятна [15] по мишени примерно на два порядка больше (рис. 10) и требует принятия специальных мер по стабилизации.

Для формирования пучка электронов в рентгеновской трубке используются специальные конструкции анодных узлов. В подавляющем большинстве случаев применяется либо вольфрамовый острый катод, либо катод из гексаборида лантана (LaB_6).

Работа выхода электронов кристаллов гексаборида лантана составляет 2.65 эВ, что обеспечивает значительно более высокие токи эмиссии при более низкой температуре по сравнению с катодом из вольфрама. Обычно такие катоды обеспечивают в 10 раз больший анодный ток и на порядок дольше эксплуатируются.

Характеристики и срок службы гексаборидного катода определяются несколькими факторами: уровнем вакуума, температурой катода, уровнем примесей, ориентацией кристаллов, формой наконечника и конструкцией крепления.

Требования к вакууму для катодов из гексаборида более жесткие, чем для вольфрама, чтобы

свести к минимуму загрязнение углеродом. Кристаллы выращивают и очищают в атмосфере инертного газа до определенной ориентации. Примеси в кристалле уменьшают как ток эмиссии, так и срок службы эмиттера, поскольку примеси увеличивают как работу выхода, так и скорость испарения.

Основные характеристики катодов приведены в таблице, а внешний вид катодов представлен на рис. 11.

В [16–18] в качестве эмиттера электронов используются углеродные нанотрубки, которые ра-

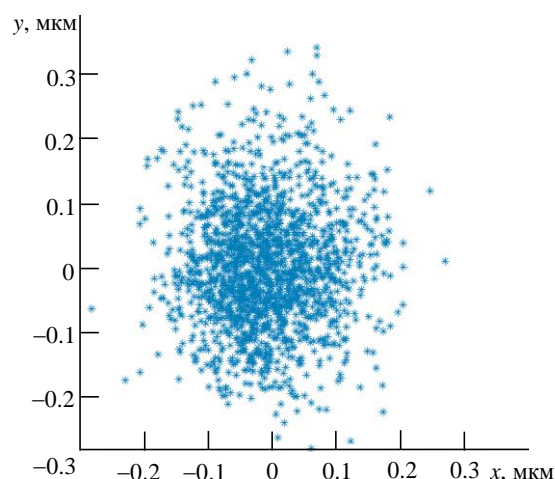


Рис. 9. Дрейф фокусного пятна рентгеновской трубки с жидким анодом

Fig. 9. Focal spot drift in a liquid-anode X-ray tube

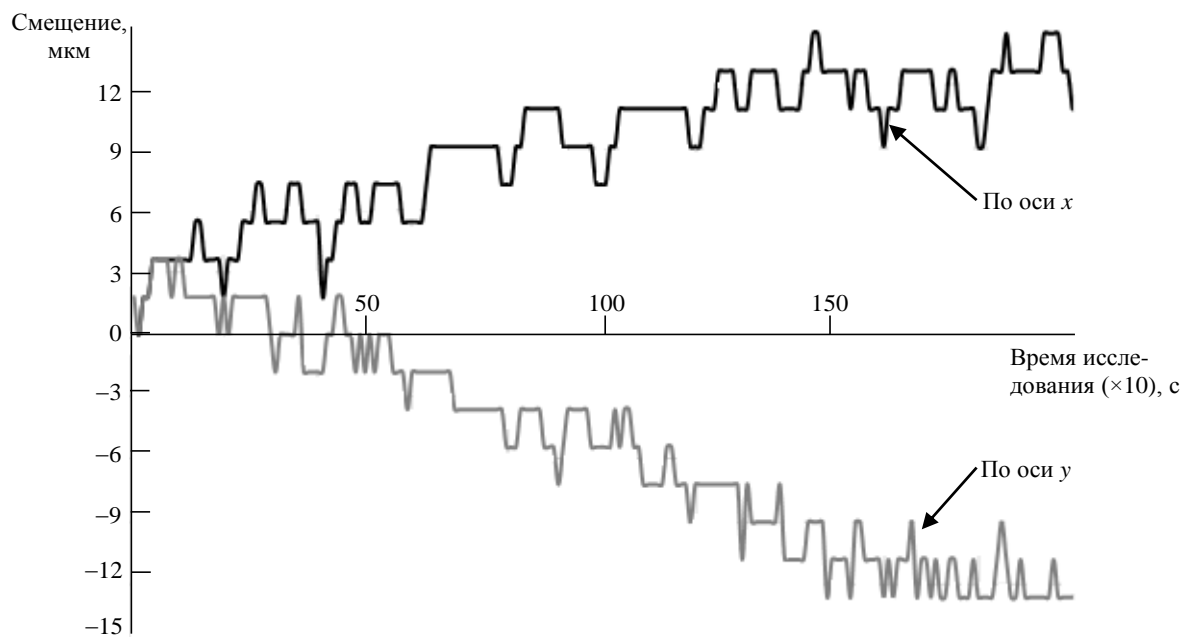


Рис. 10. Зависимость смещения фокусного пятна от времени исследования

Fig. 10. Dependence of focal spot drift on study duration

ботають при меньших токах, чем обычные катодные нити, однако позволяют получать фокусное пятно порядка единиц микрометров. Катодные узлы на основе углеродных нанотрубок имеют холодный катод и миниатюрные размеры [19].

Обычно для изготовления углеродной нанотрубки экономически эффективным и простым способом является использование металлической подложки с примесями никеля, железа или хрома. Более того углеродные нанотрубки можно выращивать непосредственно на металлической подложке, не выполняя напыление и полировку.

В [18] рассматривается использование углеродной нанотрубки для разборной рентгеновской трубки. Углеродная нанотрубка из этой работы выра-

щивалась по технологии DC-PECVD [20]. Рентгеновская трубка с углеродной нанотрубкой в качестве катодного узла представлена на рис. 12.

Рентгеновская трубка размещена на круглой плите, удерживаемой четырьмя стержнями, соединенными с прямоугольной плитой (основанием). Система имеет:

- 1) массивный анод, выполненный из медной трубки диаметром 19 мм с вольфрамовой мишенью радиусом 5.5 мм, срез анода под углом 170°;
- 2) катодный узел, состоящий из углеродной нанотрубки, эмитирующей электроны, и управляющего электрода;
- 3) турбомолекулярный насос, подключенный к роторному насосу, поддерживает уровень вакуума порядка 10^{-8} Торр;
- 4) бериллиевое выходное окно толщиной 0.25 мм;
- 5) два источника питания с анодным напряжением 70 и 40 кВ.

При движении пучка электронов от катода к аноду неизбежно их расхождение из-за кулоновского взаимодействия. Для того чтобы уменьшить диаметр пучка электронов, на мишени используется фокусировка постоянными магнитами, которая обычно применяется на отпаянных микрофокусных рентгеновских трубках, и электромагнитная на основе соленоидов.

Основные характеристики катодов
Main characteristics of cathodes

Характеристика	Катод из гексаборида лантана	Вольфрамовый катод
Плотность тока эмиссии, А/см ²	10^7	10^6
Кратковременная стабильность тока пучка электронов, %	< 1	< 1
Срок жизни катода, ч	> 1500	100...200
Вакуум, Торр	10^{-7}	10^{-5}
Работа выхода, эВ	2.65	4.5

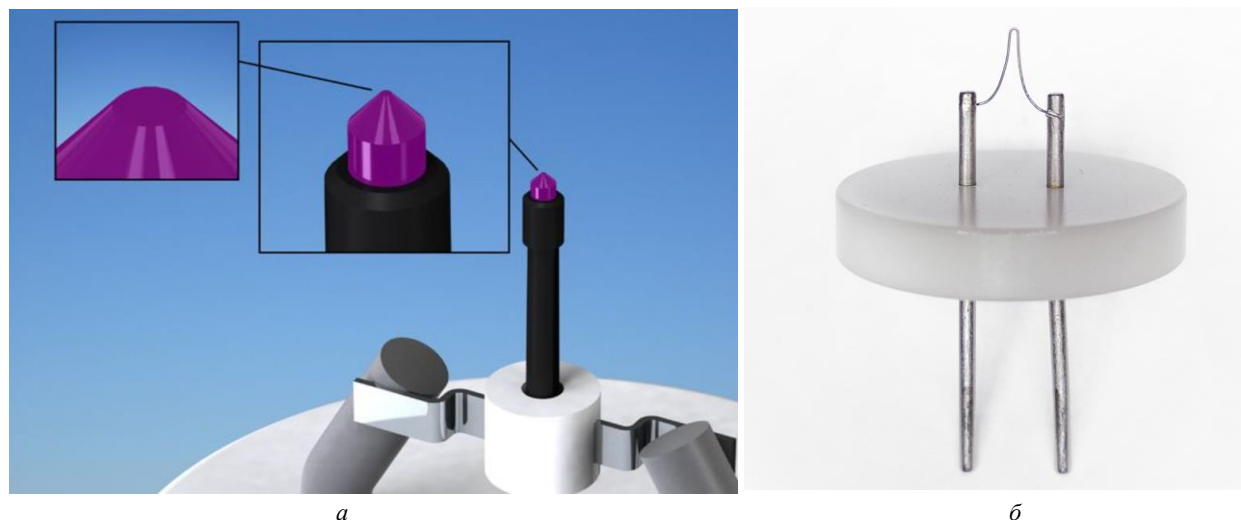


Рис. 11. Катоды рентгеновских трубок: *a* – из гексаборида лантана; *б* – вольфрамовый
Fig. 11. Cathodes of X-ray tubes: *a* – lanthanum hexaboride cathode; *б* – tungsten cathode

В современных магнитных фокусирующих системах в основном применяют два вида постоянных магнитов: самарий-кобальтовые (Sm–Co) и неодим-железо-бор (Nd–Fe–B).

Несмотря на многие преимущества, использование постоянного магнита в фокусирующей системе имеет два недостатка.

Во-первых, сложность регулировки фокусного расстояния. Постоянные магниты создают сильное магнитное поле, но это поле постоянно и его величину невозможно изменить, как в случае катушки. Поэтому, как вариант, для изменения опти-

ческой силы фокусирующей системы с постоянным магнитом требуется вводить так называемые магнитные шунты.

Во-вторых, постоянный магнит (Nd–Fe–B) имеет как временную, так и тепловую нестабильность. Временная нестабильность вызвана магнитным старением материала и для Nd–Fe–B составляет от 0.1 до 2 % намагниченности за 10 лет. Тепловая нестабильность связана с уменьшением коэрцитивной силы по намагниченности при нагревании.

Указанных недостатков практически лишены фокусирующие системы на основе электромагнитов.

Неоднородное магнитное поле широко применяется в электронно-лучевых приборах для фокусировки электронных пучков. Такое поле можно получить при помощи короткой магнитной линзы (рис. 13).

Неоднородное магнитное поле применяется для фокусировки параксиальных электронных пучков. Неоднородное магнитное поле, применяющееся для фокусировки пучков, можно получить, например, при помощи катушки с током (рис. 13). Поле, образованное такой катушкой, а подчас и саму катушку, часто называют короткой магнитной линзой.

Короткая магнитная линза определяется теми же параметрами, что и электростатические линзы. Но в отличие от электростатических линз магнитные линзы имеют дополнительный параметр, а именно угол поворота пучка электронов.

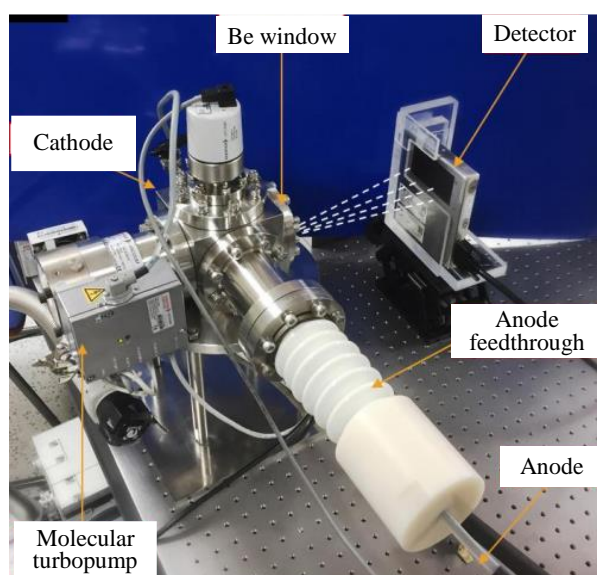


Рис. 12. Разборная рентгеновская трубка с углеродной нанотрубкой
Fig. 12. Demountable X-ray tube equipped with a carbon

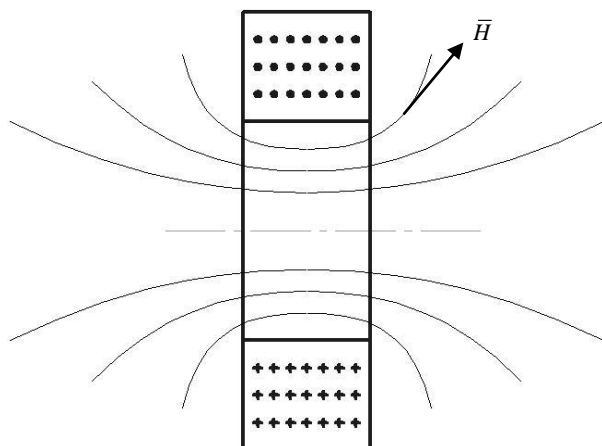


Рис. 13. Образование неоднородного магнитного поля катушкой с током

Fig. 13. Generation of an inhomogeneous magnetic field using a current coil

Для такой катушки можно считать, что магнитное поле сосредоточено на участке ab (рис. 14), и можно вывести формулы для основных параметров.

Предположим, что в пределах изменения магнитного поля потенциал не меняется, то есть

$$U_0(z) = U_0 = \text{const},$$

тогда $U_0'(z) = U_0''(z) = 0$ и уравнение траекторий движения электронов приобретает вид

$$\frac{d^2 r}{dz^2} + \frac{e\mu_0^2}{8mU_0} r H_0^2(z) = 0.$$

Выражение для определения угла поворота пучка электронов выглядит следующим образом:

$$\varphi = \sqrt{\frac{e\mu_0^2}{8mU_0}} \int_a^b H_0(z) dz.$$

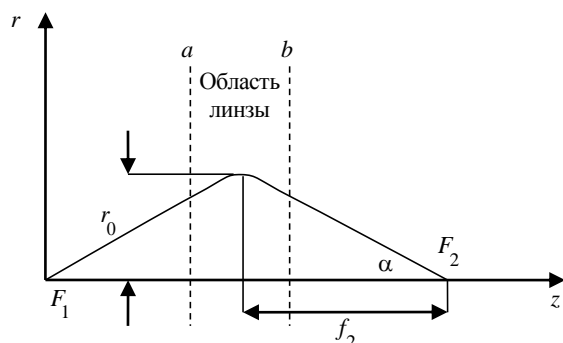


Рис. 14. Определение параметров короткой магнитной линзы аналитическим путем

Fig. 14. Determination of parameters characterizing a short magnetic lens via an analytical method

Если подставить в формулу значения постоянных величин, то уравнение примет следующий вид:

$$\varphi = \frac{0.15}{\sqrt{U_0}} \int_a^b H_0(z) dz.$$

Аналогичным образом определяется фокусное расстояние f короткой магнитной линзы:

$$\frac{1}{f} = \frac{0.022}{U_0} \int_a^b H_0(z) dz.$$

Для катушки без магнитопровода можно вывести формулы для определения параметров линзы. Распределение напряженности магнитного поля вдоль оси катушки можно найти из выражения

$$H_0(z) = \frac{2\pi r_{\text{ср}} I N}{(z^2 + r_{\text{ср}}^2)^{3/2}},$$

где $r_{\text{ср}}$ – средний радиус витков катушки; I – ток катушки; N – число витков катушки.

Фокусное расстояние магнитной линзы в таком случае будет определяться следующим образом:

$$f = \frac{98 U r_{\text{ср}}}{I^2 N^2},$$

где U – скорость электронов, В.

В качестве примера можно привести следующие данные: катушка со средним радиусом 10 см, состоящая из 100 витков провода, по которому течет ток в 1 А, фокусирует пучок электронов с энергией 1000 эВ на расстоянии примерно 1 м от ее середины.

Короткие магнитные линзы, предназначенные для фокусировки пучков электронов в рентгеновских трубках, должны иметь очень малое фокусное расстояние. Казалось бы, что для получения малого фокусного расстояния достаточно увеличить число ампер-витков в катушке. Однако это не так. При увеличении тока в обмотке фокус, приближаясь к линзе, вскоре попадает в область, занятую ее полем, и все более и более углубляется в эту область. Тогда та часть поля, которая лежит за фокусом, может стать настолько сильной, что сфокусирует электроны еще раз. При еще большем увеличении тока в катушке можно получить многократную фокусировку. В результате вместо короткофокусной линзы получим катушку, в поле которой электроны образуют ряд узлов. На рис. 15 по-

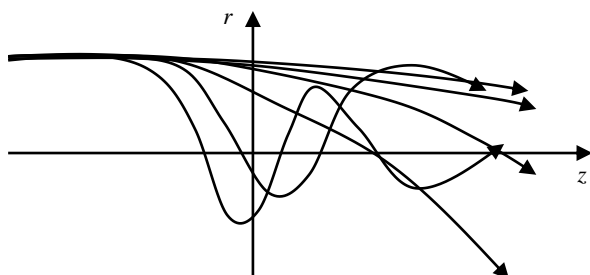


Рис. 15. Траектории параксиальных электронов для магнитной линзы, обладающей различной оптической силой

Fig. 15. Trajectories of paraxial electrons for a magnetic lens having different optical power

казаны траектории параксиальных электронов, падающих на линзу параллельно оси z , для различной оптической силы линзы.

Оптическая сила линзы характеризуется безразмерной величиной k , пропорциональной квадрату числа ампер-витков. По оси ординат отложено расстояние электрона от оси по отношению к радиусу катушки.

Для уменьшения протяженности поля катушку окружают железной броней или, как говорят, панцирем, оставляя только узкую кольцеобразную щель (рис. 16). В этом случае магнитное поле концентрируется в районе щели и протяженность его уменьшается. Так как оптическая сила линзы зависит от квадрата напряженности поля, то сокращение продольного размера линзы приводит к увеличению оптической силы и линза получается с более коротким фокусным расстоянием. Грубо фокусное расстояние можно определить по следующей формуле:

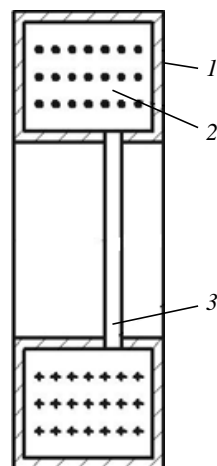


Рис. 16. Бронированная катушка для создания короткой магнитной линзы: 1 – броня катушки; 2 – сечение намотки катушки; 3 – зазор в броне, создающий короткую магнитную линзу

Fig. 16. Armored coil for a short magnetic lens: 1 – coil armor; 2 – cross-sectional view of coil windings; 3 – gap in the armor creating a short magnetic lens

$$f = \frac{98k^2 U_{r_{cp}}}{I^2 N^2},$$

где k – коэффициент, характеризующий выигрыш в ампер-витках при введении железных магнитопроводов. Значение этого коэффициента обычно лежит в пределах 0.5...0.7. Более точно параметры такой магнитной линзы можно определить, если имеется экспериментально снятое распределение напряженности поля вдоль оси.

Для получения малых фокусных расстояний необходимо сильно сжимать протяженность поля в линзе.

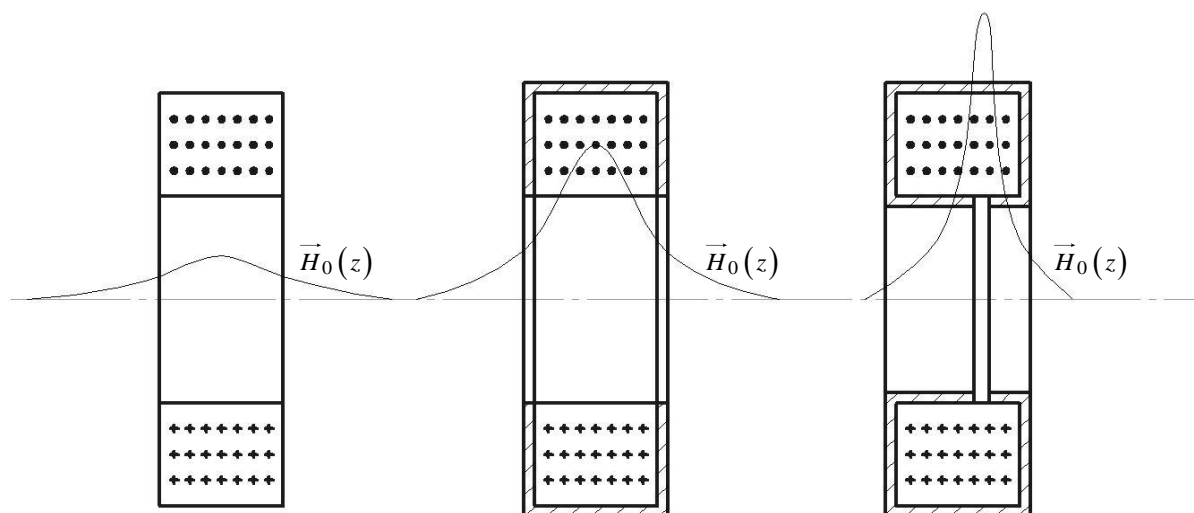


Рис. 17. Переход от линзы-катушки к бронированной магнитной линзе

Fig. 17. Transition from a coil lens to an armored magnetic lens

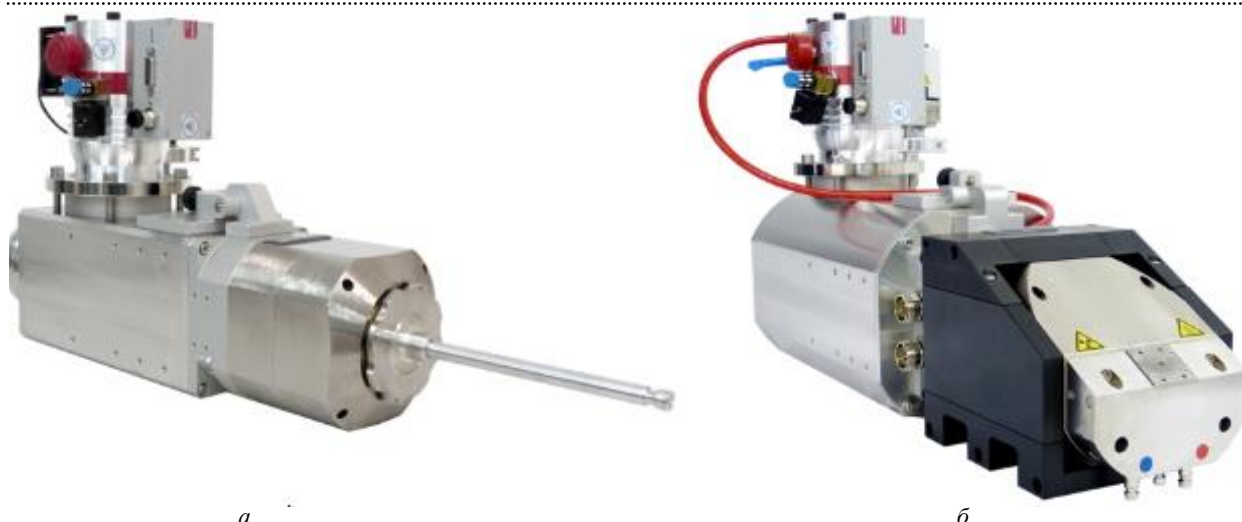


Рис. 18. Моноблочные системы разборных рентгеновских трубок:
а – с вынесенным простельным анодом; б – с массивным анодом

Fig. 18. Monoblock systems of demountable X-ray tubes having:
а – an external transmission anode; б – a massive anode

Для уменьшения фокусного расстояния необходимо:

- увеличить ток в обмотке катушки или увеличить число ее витков;
- уменьшить зазор в щели (между полюсными наконечниками);
- уменьшить диаметр линзы.

На рис. 17 показан переход от линзы-катушки к бронированной магнитной линзе. Из рисунка видно, что концентрация магнитного поля сопровождается существенным увеличением его напряженности. Так как напряженность магнитного поля входит квадратично в формулу для фокусного расстояния, то отсюда следует, что бронирование линзы приводит

к значительному уменьшению ампер-витков, необходимых для получения заданного фокусного расстояния.

Магнитные фокусирующие катушки обладают большими преимуществами при потребности малых фокусных расстояний, что и обеспечивает их широкое применение в качестве фокусирующих систем в микрофокусных рентгеновских трубках.

На рис. 18 представлен внешний вид разборных рентгеновских трубок с прострельным анодом XWT-160-RA (а) и модели с массивным анодом XWT-240-CT (б).

Конструктивно указанные рентгеновские трубки включают в себя все составные части, рас-

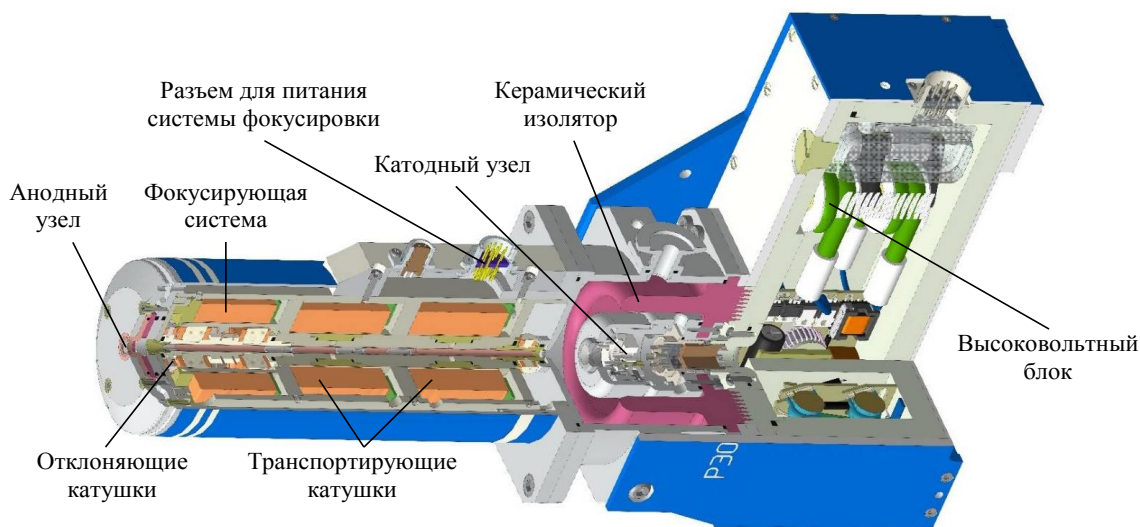


Рис. 19. Трехмерная модель микрофокусной рентгеновской трубки разборного типа

Fig. 19. Three-dimensional model of a demountable microfocus X-ray tube

смотренные в настоящей работе. На рис. 19 приведена трехмерная модель разборной микрофокусной рентгеновской трубки, рассчитанной на ускоряющее напряжение 160 кВ.

Результаты. Современные рентгеновские трубки являются высокотехнологичными изделиями, которые позволяют проводить исследования широкой номенклатуры объектов с высоким разрешением.

Как уже отмечалось, основным преимуществом контроля с применением микрофокусных рентгеновских трубок является высокая разрешающая способность (микронная и субмикронная). На рис. 20 приведена рентгенограмма тест-объекта, используемого для определения простран-

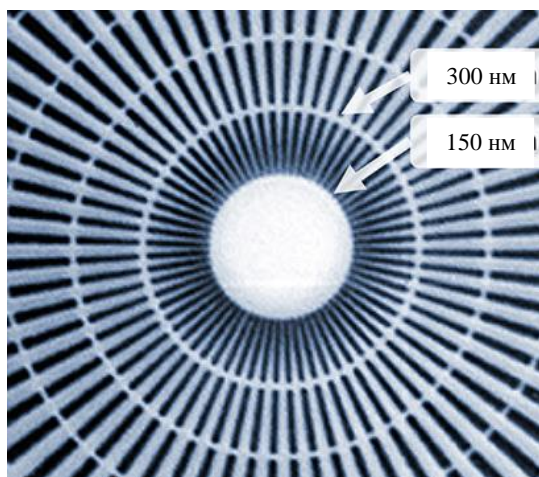


Рис. 20. Разрешающая способность микрофокусных рентгеновских аппаратов

Fig. 20. Resolution of microfocus X-ray systems

ственного разрешения, наглядно иллюстрирующая широкие возможности технологии.

Подобные значения разрешающей способности позволяют применять микрофокусные рентгеновские трубки в большом числе областей, среди которых следует выделить:

- контроль электронной компонентной базы;
- биологические исследования [21];
- спектроскопию [22];
- изучение композиционных материалов и изделий, изготовленных с применением аддитивных технологий [23];
- изучение агрофизических объектов [24, 25];
- археологические и палеоантропологические исследования [26];
- многие другие.

Обсуждение. В статье рассмотрены ключевые технические особенности микрофокусных рентгеновских трубок. Материалы, приведенные в исследовании, могут быть полезны при выборе технических средств для осуществления неразрушающего контроля, с учетом особенностей их применения и требования к техническим характеристикам, а также при разработке и создании рентгеновских комплексов на основе микрофокусных рентгеновских трубок.

Перспективы развития микрофокусных рентгеновских трубок связаны с увеличением максимального анодного напряжения путем применения в конструкции новых материалов, а также с повышением разрешающей способности на высоких напряжениях, что позволит еще больше расширить области их применения.

Список литературы

1. Потрахов Н. Н. Диагностические возможности микрофокусной рентгенографии // Мед. техника. 2014. № 5 (287). С. 8–12.
2. Метод повышения резкости и контрастности деталей рентгеновских изображений / А. Ю. Грязнов, К. К. Гук, Н. Е. Староверов, Е. Д. Холопова // Физические основы приборостроения. 2019. Т. 8, № 4 (34). С. 34–37. doi: 10.25210/jfop-1904-034037
3. New methods for digital processing of microfocus X-ray images / N. E. Staroverov, A. Yu. Gryaznov, N. N. Potrakhov, E. D. Kholopova, K. K. Guk // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 52, № 6. P. 435–438. doi: 10.1007/s10527-019-09864-6
4. Подымский А. А., Потрахов Н. Н. Микрофокусные рентгеновские трубки нового поколения // Кон-
- троль. Диагностика. 2017. № 4. С. 4–8. doi: 10.14489/td.2017.04.pp.004-008
5. 0,2BPM64-200 microfocus X-ray tube for projection radiography / N. N. Potrakhov, V. B. Bessonov, A. V. Obodovskii, A. Yu. Gryaznov, K. K. Zhamova, A. A. Podymskii, E. N. Potrakhov // Russian J. of Nondestructive Testing. 2017. Vol. 53, № 3. P. 227–230. doi: 10.1134/S106183091703007X
6. Prospects for the Use of X-Ray Tubes with a Field-Emission Cathode and a Through-Type Anode in the Range of Soft X-Ray Radiation / M. M. Barysheva, S. Y. Zuev, A. Y. Lopatin, V. I. Luchin, A. E. Pestov, N. N. Salashchenko, N. N. Tsybin, N. I. Chkhalo // Technical Physics. 2020. Vol. 65, iss. 11. P. 1726–1735. doi: 10.1134/S1063784220110043

7. Компактные источники рентгеновского излучения / В. А. Буртелов, А. В. Кудряшов, Е. П. Шешин, Худа Халид Хамид Маджма // Тр. МФТИ. 2019. Т. 11, № 2 (42). С. 116–155.
8. Design and numerical simulations of W-diamond transmission target for distributed X-ray sources / P. Kandlakunta, A. Thomas, Y. Tan, R. Khan, T. Zhang // Biomedical Physics & Engineering Express. 2018. Vol. 5 (2). P. 1–12. doi: 10.1088/2057-1976/AAE55F
9. Ketelhut S., Büermann L., Hilgers G. Catalog of X-ray spectra of Mo-, Rh-, and W-anode-based X-ray tubes from 10 to 50 kV // Physics in Medicine & Biology. 2021. Vol. 66, № 11. P. 1–13. doi: 10.1088/1361-6560/ABFBB2
10. High-brightness liquid-metal-jet X-ray tube / O. Hemberg, B. Hansson, M. Otendal, T. Tuohimaa // Acta Crystallographica Section A Foundations of Crystallography. 2011. Vol. 67. P. 257. doi: 10.1107/S0108767311093573
11. Hard X-ray photoelectron spectroscopy: a snapshot of the state-of-the-art in 2020 / C. Kalha, N. K. Fernando, P. Bhatt, F. O. L. Johansson, A. Lindblad, H. Rensmo, L. Z. Medina, R. Lindblad, S. Siol, L. P. H. Jeurgens, C. Cancellieri, K. Rossnagel, K. Medjanik, G. Schönhense, M. Simon, A. X. Gray, S. Nemšák, P. Lömkner, Ch. Schlueter, A. Regoutz // J. of Physics: Condensed Matter. 2021. Vol. 33, № 23. P. 1–44. doi: 10.1088/1361-648X/abeacd
12. Quantification of image texture in X-ray phase-contrast-enhanced projection images of in vivo mouse lungs observed at varied inflation pressures / F. J. Brooks, S. P. Gunsten, S. K. Vasireddi, S. L. Brody, M. A. Anastasio // Physiological Reports. 2019. Vol. 7, iss. 16. P. 1–15. doi: 10.14814/phy2.14208
13. Real-time in vivo imaging of regional lung function in a mouse model of cystic fibrosis on a laboratory X-ray source / R. P. Murrie, F. Werdiger, M. Donnelley, Yu. Lin, R. P. Carnibella, Ch. R. Samarage, I. Pinar, M. Preissner, J. Wang, J. Li, K. S. Morgan, D. W. Parsons, S. Dubsky, A. Fouras // Scientific Reports. 2020. Vol. 10, iss. 1. P. 1–8. doi: 10.1038/s41598-019-57376-w
14. X-ray phase-contrast tomography for high-spatial-resolution zebrafish muscle imaging / W. Vågberg, D. Larsson, M. Li, H. Hertz // Scientific Reports. 2015. Vol. 5, iss. 1. P. 1–7. doi: 10.1038/srep16625
15. Obodovskiy A. V., Bessonov V. B., Larionov I. A. Shift focal spot X-ray tube to the imposition anode under long exposure // J. of Physics: Conf. Series. 2018. Vol. 967. P. 1–4. doi: 10.1088/1742-6596/967/1/012010
16. A miniature X-ray tube / A. Haga, S. Senda, Y. Sakai, Y. Mizuta, S. Kita, F. Okuyama // Applied physics letters. 2004. Vol. 84, № 12. P. 2208–2210. doi: 10.1063/1.1689757
17. Heo S. H., Ihsan A., Cho S. O. Transmission-type microfocus X-ray tube using carbon nanotube field emitters // Applied physics letters. 2007. Vol. 90, № 18. P. 1–3. doi: 10.1063/1.2735549
18. Direct synthesis of carbon nanotube field emitters on metal substrate for open-type X-ray source in medical imaging / A. Prasad Gupta, S. Park, S. J. Yeo, J. Jung, Ch. Cho, S. Hyun Paik, H. Park, Yo. Chul Cho, S. H. Kim, J. H. Shin, Je. S. Ahn, Je. Ryu // J. Article. Materials. 2017. Vol. 10, № 8. P. 1–10. doi: 10.3390/ma10080878
19. An update on carbon nanotube-enabled X-ray sources for biomedical imaging / C. Puett, C. Inscoe, A. Hartman, J. Calliste, D. K. Francesci, J. Lu, O. Zhou, Y. Z. Lee // Wiley Interdisciplinary Reviews: Nanomedicine and Nanobiotechnology. 2018. Vol. 10, iss. 1. P. 1–11. doi: 10.1002/wnan.1475
20. Ryu J. H., Bae N. Y., Oh H. M. Stabilized electron emission from silicon coated carbon nanotubes for a high-performance electron source // J. of Vacuum Science & Technology B. 2011. Vol. 29, № 2. P. 1–5. doi: 10.1116/1.3565428
21. Phase-contrast X-ray tomography of neuronal tissue at laboratory sources with submicron resolution / M. Eckermann, M. Töpperwien, A.-L. Robisch, F. Meer, Ch. Stadelmann, T. Salditt // J. of Medical Imaging. 2020. Vol. 7, iss. 1. P. 1–15. doi: 10.1117/1.JMI.7.1.013502
22. A novel laboratory-based hard X-ray photoelectron spectroscopy system / A. Regoutz, M. Mascheck, T. Wiell, S. K. Eriksson, C. Liljenberg, K. Tetzner, B. A. D. Williamson, D. O. Scanlon, P. Palmgren // Review of Scientific Instruments. 2018. Vol. 89, iss. 7. P. 1–10. doi: 10.1063/1.5039829
23. Application of operational radiographic inspection method for flaw detection of blade straightener from polymeric composite materials / A. N. Anoshkin, V. M. Osokin, A. A. Tretyakov, N. N. Potrakhov, V. B. Bessonov // J. of Physics: Conf. Series. 2017. Vol. 808. P. 1–5. doi: 10.1088/1742-6596/808/1/012003
24. X-Ray Computer Methods for Studying the Structural Integrity of Seeds and Their Importance in Modern Seed Science / M. V. Arkhipov, N. S. Priyatkin, L. P. Gusakova, N. N. Potrakhov, V. B. Gryaznov, A. V. Obodovskii, N. E. Staroverov // Technical Physics. 2019. Vol. 64. P. 582–592. doi: 10.1134/S1063784219040030
25. Comparative study of the fullness of dwarf Siberian pine seeds Pinus pumila (Pall.) Regel from places of natural growth and collected from plants introduced in northwestern Russia by microfocus X-ray radiography to predict their sowing qualities / A. Karamysheva, L. Trofimuk, N. Priyatkin, M. Arkhipov, L. Gusakova, P. Shchukina, N. Staroverov, N. Portakhov // Biological Communications. 2020. Vol. 65, № 4. P. 297–306. doi: 10.21638/spbu03.2020.403
26. A Case of Surgical Extraction of the Lower Third Molars in a Cranial Series from the Pucara de Tilcara Fortress (Jujuy Province, Argentina) / A. V. Zubova, O. L. Pikhur, A. V. Obodovskiy, A. A. Malyutina, L. M. Dmitrenko, K. S. Chugunova, D. V. Pozdnyakov, V. B. Bessonov // Archaeology, Ethnology and Anthropology of Eurasia. 2020. Vol. 48, № 2. P. 149–156. doi: 10.17746/1563-0110.2020.48.2.149-156

Информация об авторе

Бессонов Виктор Борисович – кандидат технических наук (2014). Окончил магистратуру по направлению "Электроника и микроэлектроника" Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина) в 2011 г. В 2014 г. защитил диссертацию (к.т.н.) по специальности "Приборы, системы и изделия медицинского назначения". Автор более 100 научных работ. Сфера научных интересов – рентгеновские методы контроля и диагностики.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197376, Россия

E-mail: vbbessonov@yandex.ru, vbbessonov@etu.ru

<https://orcid.org/0000-0001-9009-1011>

References

1. Potrakhov N. N. Diagnostic capabilities of microfocus radiography. *Meditsinskaya tekhnika* [Medical technology]. 2014, no. 5 (287), pp. 8–12. (In Russ.)
2. Gryaznov A. Yu., Guk K. K., Staroverov N. E., Kholopova E. D. Method for Sharpening and Contrasting Details of X-Ray Images. *Physical Bases of Instrumentation*. 2019, vol. 8, no. 4 (34), pp. 34–37. doi: 10.25210/jfop-1904-034037 (In Russ.)
3. Staroverov N. E., Gryaznov A. Yu., Potrakhov N. N., Kholopova E. D., Guk K. K. New methods for digital processing of microfocus X-ray images. *Biomedical Engineering*. 2019, vol. 52, no. 6, pp. 435–438. doi: 10.1007/s10527-019-09864-6
4. Podemskiy A. A., Potrakhov N. N. Microfocus X-ray tubes of new generation. *Kontrol'. Diagnostika* [Control. Diagnostics]. 2017, no. 4, pp. 4–8. doi: 10.14489/td.2017.04.pp.004-008 (In Russ.)
5. Potrakhov N. N., Bessonov V. B., Obodovskii A. V., Gryaznov A. Yu., Zhamova K. K., Podymskii A. A., Potrakhov E. N. 0.2BPM64-200 microfocus X-ray tube for projection radiography. *Russian Journal of Nondestructive Testing*. 2017, vol. 53, no. 3, pp. 227–230. doi: 10.1134/S106183091703007X
6. Barysheva M. M., Zuev S. Y., Lopatin A. Y., Luchin V. I., Pestov A. E., Salashchenko N. N., Tsybin N. N., Chkhalo N. I. Prospects for the Use of X-Ray Tubes with a Field-Emission Cathode and a Through-Type Anode in the Range of Soft X-Ray Radiation. *Technical Physics*. 2020, vol. 65, iss. 11, pp. 1726–1735. doi: 10.1134/S1063784220110043
7. Burtelov V. A., Kudryashov A. V., Sheshin E. P., Majmaa Huda Khalid Khameed. Compact sources of X-ray radiation. *Trudi MFTI*. 2019, vol. 11, no. 2 (42), pp. 116–155. (In Russ.)
8. Kandlakunta P., Thomas A., Tan Y., Khan R., Zhang T. Design and numerical simulations of W-diamond transmission target for distributed X-ray sources. *Biomedical Physics & Engineering Express*. 2018, vol. 5 (2), pp. 1–12. doi: 10.1088/2057-1976/AAE55F
9. Ketelhut S., Büermann L., Hilgers G. Catalog of X-ray spectra of Mo-, Rh-, and W-anode-based X-ray tubes from 10 to 50 kV. *Physics in Medicine & Biology*. 2021, vol. 66, no. 11, pp. 1–13. doi: 10.1088/1361-6560/ABFBB2
10. Hemberg O., Hansson B., Otendal M., Tuohimaa T. High-brightness liquid-metal-jet X-ray tube. *Acta Crystallographica Section A Foundations of Crystallography*. 2011, vol. 67, 257 p. doi: 10.1107/S0108767311093573
11. Kalha C., Fernando N. K., Bhatt P., Johansson F. O. L., Lindblad A., Rensmo H., Medina L. Z., Lindblad R., Siol S., Jeurgens L. P. H., Cancellieri C., Rossnagel K., Medjanik K., Schönhense G., Simon M., Gray A. X., Nemšák S., Lömkner P., Schlueter Ch., Regoutz A. Hard X-ray photoelectron spectroscopy: a snapshot of the state-of-the-art in 2020. *J. of Physics. Condensed Matter*. 2021, vol. 33, no. 23, pp. 1–44. doi: 10.1088/1361-648X/abeacd
12. Brooks F. J., Gunsten S. P., Vasireddi S. K., Brody S. L., Anastasio M. A. Quantification of image texture in X-ray phase-contrast-enhanced projection images of in vivo mouse lungs observed at varied inflation pressures. *Physiological Reports*. 2019, vol. 7, iss. 16, pp. 1–15. doi: 10.14814/phy2.14208
13. Murrie R. P., Werdiger F., Donnelley M., Lin Yu., Carnibella R. P., Samarage Ch. R., Pinar I., Preissner M., Wang J., Li J., Morgan K. S., Parsons D. W., Dubsky S., Fouras A. Real-time in vivo imaging of regional lung function in a mouse model of cystic fibrosis on a laboratory X-ray source. *Scientific Reports*. 2020, vol. 10, iss. 1, pp. 1–8. doi: 10.1038/s41598-019-57376-w
14. Vågberg W., Larsson D., Li M., Hertz H. X-ray phase-contrast tomography for high-spatial-resolution zebrafish muscle imaging. *Scientific Reports*. 2015, vol. 5, pp. 1–7. doi: 10.1038/srep16625
15. Obodovskiy A. V., Bessonov V. B., Larionov I. A. Shift focal spot X-ray tube to the imposition anode under long exposure. *Journal of Physics: Conference Series*. 2018, vol. 967, pp. 1–4. doi: 10.1088/1742-6596/967/1/012010
16. Haga A., Senda S., Sakai Y., Mizuta Y., Kita S., Okuyama F. A miniature X-ray tube. *Applied physics letters*. 2004, vol. 84, no. 12, pp. 2208–2210. doi: 10.1063/1.1689757
17. Heo S. H., Ihsan A., Cho S. O. Transmission-type microfocus X-ray tube using carbon nanotube field emitters. *Applied physics letters*. 2007, vol. 90, no. 18, pp. 1–3. doi: 10.1063/1.2735549
18. Gupta A. P., Park S., Yeo S. J., Jung J., Cho Ch., Hyun Paik S., Park H., Chul Cho Yo., Kim S. H., Shin J. H., Ahn Je. S., Ryu Je. Direct synthesis of carbon nanotube field emitters on metal substrate for open-type X-ray source in medical imaging. *Materials*. 2017, vol. 10, no. 8, pp. 1–10. doi: 10.3390/ma10080878

19. Puett C., Inscoc C., Hartman A., Calliste J., Francesci D. K., Lu J., Zhou O., Lee Y. Z. An update on carbon nanotube-enabled X-ray sources for biomedical imaging. Wiley Interdisciplinary Reviews. Nanomedicine and Nanobiotechnology. 2018, vol. 10, no. 1, pp. 1–11. doi: 10.1002/wnan.1475
20. Ryu J. H., Bae N. Y., Oh H. M. Stabilized electron emission from silicon coated carbon nanotubes for a high-performance electron source. J. of Vacuum Science & Technology B. 2011, vol. 29, no. 2, pp. 1–5. doi: 10.1116/1.3565428
21. Eckermann M., Töpperwien M., Robisch A.-L., Meer F., Stadelmann Ch., Salditt T. Phase-contrast X-ray tomography of neuronal tissue at laboratory sources with submicron resolution. J. of Medical Imaging. 2020, vol. 7, iss. 1, pp. 1–15. doi: 10.1117/1.JMI.7.1.013502
22. Regoutz A., Mascheck M., Wiell T., Eriksson S. K., Liljenberg C., Tetzner K., Williamson B. A. D., Scanlon D. O., Palmgren P. A novel laboratory-based hard X-ray photoelectron spectroscopy system. Review of Scientific Instruments. 2018, vol. 89, iss. 7, pp. 1–10. doi: 10.1063/1.5039829
23. Anoshkin A. N., Osokin V. M., Tretyakov A. A., Potrakhov N. N., Bessonov V. B. Application of operational radiographic inspection method for flaw detection of blade straightener from polymeric composite materials. Journal of Physics. Conf. Series. 2017, vol. 808, pp. 1–5. doi: 10.1088/1742-6596/808/1/012003
24. Arkhipov M. V., Priyatkin N. S., Gusakova L. P., Potrakhov N. N., Gryaznov V. B., Obodovskii A. V., Staroverov N. E. X-Ray Computer Methods for Studying the Structural Integrity of Seeds and Their Importance in Modern Seed Science. Technical Physics. 2019, vol. 64, pp. 582–592. doi: 10.1134/S1063784219040030
25. Karamysheva A., Trofimuk L., Priyatkin N., Arkhipov M., Gusakova L., Shchukina P., Staroverov N., Potrakhov N. Comparative study of the fullness of dwarf Siberian pine seeds *Pinus pumila* (Pall.) Regel from places of natural growth and collected from plants introduced in northwestern Russia by microfocus X-ray radiography to predict their sowing qualities. Biological Communications. 2020, vol. 65, no. 4, pp. 297–306. doi: 10.21638/spbu03.2020.403
26. Zubova A. V., Pikhur O. L., Obodovskiy A. V., Mal'yutina A. A., Dmitrenko L. M., Chugunova K. S., Pozdnyakov D. V., Bessonov V. B. A Case of Surgical Extraction of the Lower Third Molars in a Cranial Series from the Pucara de Tilcara Fortress (Jujuy Province, Argentina). Archaeology, Ethnology and Anthropology of Eurasia. 2020, vol. 48, no. 2, pp. 149–156. doi: 10.17746/1563-0110.2020.48.2.149-156

Information about the author

Victor B. Bessonov, Cand. Sci. (Eng.) (2014). Graduated from the magistracy in the direction "Electronics and Microelectronics" of the Saint Petersburg Electrotechnical University (2011). In 2014 he defended his thesis Cand. Sci. (Eng.) in the specialty "Devices, systems and medical products". Author of over 100 scientific papers. Area of expertise: X-ray methods of control and diagnostics.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 Professor Popov St., St Petersburg 197376, Russia

E-mail: vbbessonov@yandex.ru, vbbessonov@etu.ru

<https://orcid.org/0000-0001-9009-1011>