

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 616–073.584

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПЛОЩАДИ ВНУТРЕННЕГО ПРОСВЕТА СОСУДА
МЕТОДОМ АБСОРБЦИОННОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ
СПЕКТРОМЕТРИИ В ОБЛАСТИ К-КРАЯ РЕНТГЕНОВСКОГО
ФОТОПОГЛОЩЕНИЯ КОНТРАСТИРУЮЩЕГО АГЕНТА**

**©2026 г. А. Г. Турьянский^a *, В. Е. Бабокин^b, Чжо Зо Лин^{a, c},
В. М. Сенков^a, Ю. М. Тонконогов^a**

^a *Физический институт им. П.Н. Лебедева Российской академии наук*

Россия, 119991, Москва, Ленинский просп., 53

^b *Республиканский кардиологический диспансер*

Россия, 428003, Чувашская Республика, Чебоксары, ул. Федора Гладкова, 29

^c *Higher Education Council (HEC) Citizen's Services Charter.*

6311, Kigali, Rwanda, Ministry of Education Building

**E-mail: algeo-tour@yandex.ru*

Поступила в редакцию 27.03.2026

После доработки 07.05.2026

Принята к публикации 15.05.2026

Предложен метод количественного определения площади внутреннего просвета сосуда методом абсорбционной рентгеновской спектрометрии в области К-края рентгеновского фотопоглощения контрастирующего агента. Регистрируется набор энергодисперсионных спектров линейной проекции поперечного среза анализируемого сосуда. По величине отношения коэффициентов пропускания при энергиях $EJ - \Delta E$ и $EJ + \Delta E$, где EJ – энергия скачка фотопоглощения контрастирующего элемента, определяются значения длины пути излучения в анализируемом сосуда. По данным измерения калиброванных тест-объектов, имитирующих сосуд, показано, что метод позволяет получать наиболее точные количественные результаты о площади внутреннего просвета сосуда и концентрации контрастирующего агента.

Ключевые слова: рентгеновская диагностика, спектрометрия, стеноз сосудов.

1. ВВЕДЕНИЕ

Стеноз сосудов кровеносной и лимфатической систем является одной из наиболее серьезных угроз здоровью и жизни пациента. Для решения этой актуальной проблемы разработаны различные физические методы диагностики. Для экспрессного исследования состояния сосудов применяются неинвазивные методы, которые обычно включают ультразвуковые методы исследования, компьютерную томографию (КТ) и магнитно-

резонансную томографию (МРТ) [1–6]. Эти методы позволяют получить широкие обзорные 2D- и 3D-изображения контрастированной области сосудистой системы. Для локальной диагностики сосудов за последние десятилетия разработаны инвазивные методы оптической когерентной томографии (ОКТ), внутрисосудистого ультразвукового исследования (ВСУЗИ) [7, 8]. Золотым стандартом остается рентгеновская ангиография с использованием контрастирующих агентов, включая коронароангиографию. Указанные выше средства диагностики имеют как преимущества, так и существенные недостатки, которые не позволяют решить ряд актуальных задач исследования состояния сосудов. Современные ангиографические аппараты обеспечивают пространственное разрешение $\Delta s \leq 100$ мкм. Однако вследствие зависимости контраста 2D-изображения от условий проецирования и концентрации контрастирующего препарата возникает значительная вариабельность данных о площади просвета сосуда. Медицинские аппараты КТ и МРТ обычно имеют пространственное разрешение $\Delta s \geq 0.5$ мм, что недостаточно для детального исследования структуры сосудов диаметром менее 3 мм. Методы ОКТ и ВСУЗИ позволяют получить высокоинформативную картину стенок сосуда с высоким пространственным разрешением до 10–100 мкм и определять размеры сечения сосуда. Однако они требуют непосредственного введения в сосуд катетера с микроизлучателем и микросенсором. Это сопряжено с повышенными рисками повреждения сосуда, отрыва тромбов, а также с проблемами введения катетера в сосуды с резким изгибом и ограниченной зоной обзора [9–11]. Таким образом, пока используемые методы диагностики не дают достаточно надежных количественных результатов определения площади просвета сосудистого канала, либо их применение сопряжено со значительными техническими сложностями и рисками.

В статье [12] была показана возможность количественного определения концентрации контрастирующего препарата методом абсорбционной рентгеновской спектроскопии в области К-края фотопоглощения контрастирующего химического элемента. При этом данные о размерах сечения и длине пути излучения в контрастированной области интереса определялись с помощью КТ. В настоящей работе показано, что задача достоверного количественного измерения площади внутреннего просвета сосуда может быть определена непосредственно по данным абсорбционной спектрометрии К-края фотопоглощения контрастирующего элемента путем регистрации набора спектров линейной проекции поперечного среза анализируемого сосуда.

2. МЕТОД ИЗМЕРЕНИЯ

В настоящее время разработаны методические рекомендации по выбору промежутков времени между инъекцией контрастирующего препарата и временем начала измерений [13–

15], при которых в исследуемой области достигается достаточно равномерное распределение и высокая концентрация контрастирующего препарата. Поэтому в контрастированной области интереса концентрация препарата за время измерения данных считается постоянной. Рассмотрим прохождение пучка 1 монохроматического рентгеновского излучения с энергией фотонов E через объект с анализируемым сосудом 2 и отложением на стенке 3, находящийся в неоднородной среде 4 (рис. 1).

Рис.1. Схема прохождения зондирующего пучка.

В лучевом приближении полный коэффициент пропускания излучения $T(E, x, y)$ может быть представлен как произведение двух членов, описывающих ослабление пучка в материале объекта вне сосуда и в анализируемом сосуде:

$$T(E, x, y) = I(E, x, y) / I_0(E) = T_1(E, x, y) T_2(E, x, y). \quad (1)$$

где $I_0(E)$ и $I(E, x, y)$ – интенсивности первичного и прошедшего через объект пучков, а $T_1(E, x, y)$ и $T_2(E, x, y)$ при прохождении пучка вдоль оси X соответственно равны:

$$T_1(E, x, y) = \int_0^{L_1} \exp[-\mu(E, x, y)] dx \cdot \int_{L_2}^{L_3} \exp[-\mu(E, x, y)] dx, \quad (2)$$

$$T_2(E, x, y) = \exp[-\mu_v(E, y)L_x(y)], \quad (3)$$

где L_1 – координата по оси X точки входа пучка в сосуд; L_2, L_3 – соответственно координата точки выхода пучка из сосуда и координата точки выхода пучка из объекта; $L_x = (L_2 - L_1)$ – длина пути излучения в сосуде; $\mu(E, x, y)$ и $\mu_v(E, y)$ – линейные коэффициенты ослабления излучения соответственно в окружающей сосуд среде и жидкости, заполняющей сосуд. Величина коэффициента пропускания T_1 зависит от энергии рентгеновских фотонов, распределения $\mu(E, x, y)$ в объекте и при интегральных измерениях интенсивности также зависит от спектрального распределения первичного спектра. Это существенно влияет на эффективную величину $\mu_v(E, y)$, поскольку энергетическая зависимость массового коэффициента ослабления йода и других контрастирующих элементов резко изменяется в рабочей полосе спектра. Кроме того, интервал времени задержки, необходимый для равномерного распределения контрастирующего препарата в области интереса, может изменяться в широких пределах и, например, в случае лимфографии составлять более 10 минут [15,16]. За указанный промежуток времени могут происходить смещения внутренних органов. Поэтому субтрактивные измерения с контрастированием в общем случае не обеспечивают надежных количественных результатов определения площади просвета сосудистого канала.

Рассмотрим отношение коэффициентов пропускания в области энергии K -скачка фотопоглощения йода E_J при энергиях $E^- \rightarrow E_J$ и $E^+ \rightarrow E_J$ соответственно слева и справа по

шкале энергий от величины E_J . Мягкие ткани и жидкие среды (кровь, лимфа) являются водозэквивалентными объектами. Для типичной ширины переходной области К-скачка фотопоглощения йода [17], равной приблизительно 20 эВ, относительное изменение массового коэффициента ослабления воды $\Delta\mu/\mu \approx 2 \cdot 10^{-4}$ [18]. Поэтому любыми вариациями коэффициента пропускания $T_1(E, x, y)$ в окружающей сосуд среде в указанном спектральном диапазоне можно пренебречь. В таком случае для логарифма отношения $T(E^-, x, y)/T(E^+, x, y)$ при контрастировании сосуда получаем

$$\ln [T(E^-, x, y)/T(E^+, x, y)] = [\mu_c^- - \mu_c^+] \rho L_x(y), \quad (4)$$

где μ_c^- и μ_c^+ – соответственно массовые коэффициенты ослабления йода при энергиях E^- и E^+ , ρ – парциальная плотность или массовая концентрация йода в среде, заполняющей сосуд. Величины μ_c^- и μ_c^+ являются табулированными. Поэтому при измерениях с шагом смещения зондирующего пучка Δy по оси Y (рис. 1) по данным измерения $T(E, x, y)/T(E^+, x, y)$ может быть получен набор величин $\rho L_x(y_i)$, где $L_x(y_i)$ – длина пути излучения в сосуда. В норме вне области патологии максимальная величина $L_x(y_i)$ равна внутреннему диаметру сосуда D_s . Диаметр сосуда определяется на проекции поперечного среза по координатным точкам, при которых $L_x(y_i) \rightarrow 0$ (скачок отсутствует). Следовательно, по измеренной величине D_s из выражения (4) может быть найдена массовая концентрация йода ρ , а по известной величине ρ набор величин $L_x(y_i)$ в изучаемой области. В таком случае площадь сечения сосуда определяется из интегральной суммы:

$$S_v = \sum_{i=1}^n L_x(y_i) \Delta y, \quad (5)$$

где n – количество точек и соответственно число спектров линейной проекции поперечного сечения сосуда. Отметим, что для определения относительного изменения площади внутреннего просвета сосуда в двух близких поперечных сечениях сосуда (см. рис. 1) измерения массовой концентрации йода не требуется, поскольку в отношении величин S_v параметр ρ сокращается.

3. ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СХЕМА

На рис. 2 показана измерительная схема, собранная на платформе рентгеновского рефлектометра “ComplefleX-6” (CDP Systems). Источником 1 полихроматического рентгеновского излучения являлась рентгеновская трубка “БСВ-21” (АО “Светлана-Рентген”) с медным анодом.

Рис. 2. Экспериментальная схема измерения.

Первичный поток излучения пропусклся через коллимационные щели 2, 3 из тантала и блок фильтрации, содержащий сменные пластины 4 из алюминия и меди, которые

обеспечивали подавление мягкой части спектра. Ширина выходной щели 4 составляла 50 мкм. Зондирующий пучок пропусклся через решетчатую структуру с периодом 1.5 мм в виде пластин из поливинилхлорида с поперечным сечением $10 \times 0.75 \text{ мм}^2$. При сканировании указанная структура являлась модулятором интенсивности излучения 5 и имитировала условия регистрации, которые могут возникать на практике при прохождении пучка в объекте через импланты или костные структуры. Имитаторами сосудов выбирались пластиковые трубки из поливинилхлорида 6 и 7 с внутренними диаметрами 2, 2.05 и 4 мм. Цилиндрические вставки 8 из графита и полиэтилена диаметром 0.7 и 1.8 мм вставлялись соответственно в трубки диаметром 2.05 и 4 мм и являлись имитаторами отложения, сужающего просвет сосуда. Диаметры трубок и вставок определялись с точностью $\pm 0.05 \text{ мм}$. Для контрастирования использовался стандартный контрастирующий препарат йогексол 350. Йогексол смешивался с дистиллированной водой в весовой пропорции 1:4 и 1:2. Соотношение частей контролировалось гравиметрически с относительной точностью $\pm 1\%$. Система линейного сканирования 9 обеспечивала перемещение платформы с образцами и модулятором в направлении по стрелкам перпендикулярно рентгеновскому пучку с точностью $\pm 2 \text{ мкм}$. В качестве тканеэквивалентного объекта использовался цилиндрический контейнер 10 из полипропилена диаметром 80 мм, который заполнялся дистиллированной водой. Щель 11 обеспечивала устранение фона рассеянного излучения. Спектры пропускания регистрировались кремниевым полупроводниковым спектрометром 12 “Х-123SDD” (Amptek) с толщиной кристалла 0.5 мм со средним временем экспонирования порядка 10^2 с . Энергетическое разрешение спектрометра на спектральной $K_{\beta 1}$ -линии I (32.29 кэВ) составляло 315 эВ. Измерения проводились при напряжении $U = 40 \text{ кВ}$, максимальная мощность трубки равнялась 300 Вт. Расстояния от источника до выходной щели 3 и от фокуса источника до входного окна спектрометра составляли соответственно 200 и 500 мм.

4. РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ

На рис. 3 показаны спектры излучения первичного пучка с фильтром из меди толщиной 200 мкм (кривая 1) и спектр пропускания через фантом с дистиллированной водой диаметром 80 мм (кривая 2). Стрелкой на спектре показаны энергия К-скачка фотопоглощения йода. Полученные данные использовались для последующей нормировки спектров при введении трубок и вставок, имитирующих сосуды. На рис. 4 представлены нормированные спектры пропускания через фантом с трубкой диаметром 4 мм без вставки, имитирующей отложения. Трубка заполнена водным раствором йогексола с концентрацией 25%. Кривая 1 соответствует прохождению пучка через стенку трубки (2.2 мм от центра

трубки, скачок не наблюдается), кривые 3 и 2 соответствуют центру трубки и расстоянию 1.85 мм от него.

Рис. 3. Спектры пропускания через медный фильтр толщиной 0.2 мм (1) и через контейнер из полипропилена диаметром 80 мм с дистиллированной водой (2).

Рис. 4. Отношение спектров пропускания $R(E)$ через фантом со вставкой ...к спектру пропускания без вставки

Измеренное энергетическое разрешение кремниевого SDD-спектрометра в области K -края скачка фотопоглощения йода составляет примерно 315 эВ, что приводит к размытию измеряемого спектра. Определение истинной формы спектра в области K -края фотопоглощения может быть найдено путем численного решения уравнения свертки с использованием данных измерения аппаратной функции спектрометра [19]. В рассматриваемом случае при калибровке спектра энергетическая зависимость коэффициента пропускания $T(E)$ вне области K -края фотопоглощения близка к линейной. Это позволяет с достаточной точностью определять относительное изменение $T(E)$ в области скачка путем экстраполяции функции $T(E)$ к точке E_J , равной энергии K -края фотопоглощения йода.

Внутреннее сечение сосуда в норме имеет форму круга. Таким образом, измеряемая длина пути излучения через сосуд равна длине хорд, проходящих на разных расстояниях от центра. Поэтому реконструкции истинной формы сечения трубки по линейной проекции в условиях модуляции интенсивности первичного пучка является подтверждением корректности рассматриваемого метода измерения. На рис. 5а, б показаны экспериментальные зависимости длины пути излучения в трубках $L_x(y)$ диаметром соответственно 4 и 2 мм, измеренные с использованием выражения (4), при смещении зондирующего пучка по оси Y с шагом 100 мкм. Сплошной линией показаны расчетные зависимости длины хорды при параллельном смещении относительно центра окружности. Центры параллельных хорд окружности должны находиться на перпендикуляре, проходящем через центр окружности. Это сводится к смещению хорд $L_x(y)$ по оси X на величину $[L_{\max} - L_x(y)]/2$, где $L_{\max}$ – диаметр канала. Результат указанной процедуры геометрического преобразования данных на рис. 5а, б представлен соответственно на рис. 5в, г. Полученные данные зависимости $L_x(y)$ с использованием уравнения (5) позволяют измерить площадь сечения трубки сравнить с результатами прямых измерений площади сечения. Геометрические площади сечения используемых трубок диаметром 2 и 4 мм равны 3.14 мм² и 12.57 мм² с допустимым отклонением соответственно $\pm 5\%$ и $\pm 2.5\%$. Площади трубок, экспериментально измеренные с использованием уравнения (5) по данным на рис. 5а, б, равны 3.21 мм² и 12.37 мм². Таким образом полученные данные находятся в пределах

определения погрешности определения площади тест-объекта, что подтверждено повторными измерениями.

Рис. 5. Зависимости длины пути излучения в трубках $L_x(y)$ диаметром 4 мм (а) и 2 мм (б) с раствором йогексола

Графическое наложение на экспериментальные данные окружностей диаметром 4 и 2 мм показывает, что с учетом статистических ошибок рассматриваемый метод обеспечивает возможность контроля формы сечения сосуда и определение его площади. Действительно, в случае сдавливания сосуда происходит отклонение границы сечения сосуда от окружности, например граница принимает форму овала, что достаточно просто фиксируется по изменению зависимости длины пути излучения $L_x(y)$.

На рис. 6а, б показаны результаты измерения зависимости $L_x(y)$ для трубок диаметром 4 и 2.05 мм со вставками соответственно диаметром 1.8 мм и 0.7 мм, имитирующими стеноз сосудов. На рис. 6в, г представлены данные с использованием указанной выше процедуры геометрического преобразования хорд в окружность. Это дает перенос контура сечения вставок, показанных штриховой линией, на противоположные части трубок по ходу пучка. На практике априорная информация о распределении отложения на стенке сосуда отсутствует. Поэтому по единичной линейной проекции в области стеноза форма сечения сосуда однозначно не может быть определена. Однако площадь сечения сосуда определяется однозначно. Это подтверждается сравнением геометрической площади просвета, полученной путем вычитания площади трубки и вставки, и площади, определяемой из уравнения (5) по экспериментальному набору $L_x(y)$. Разница расчетных и измеренных площадей на рис. 6в,г не превышает $\pm 4.5\%$. Таким образом, предлагаемый метод обеспечивает корректные измерения площади просвета в объекте со сложной формой сечения сосуда.

Рис. 6. Результаты измерения длины пути излучения $L_x(y)$ для трубок диаметром 4 мм (а) и 2.05 мм (б)

5. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИЗМЕРЕНИЙ

Представленные результаты получены при использовании рентгеновского источника с медным анодом, максимальная мощность которого не превышала 300 Вт. Очевидно, что для практического применения необходимы источники с вращающимся вольфрамовым анодом. При регистрации спектров линейной проекции целесообразно использовать сборки полупроводниковых спектрометров [20]. Для обеспечения эффективности детектирования квантов не менее 50 % в области K -края фотопоглощения йода (33.2 кэВ) необходимо, чтобы длина пути излучения в кристалле кремния составляла не менее 3 мм. Как показывают численные оценки, в совокупности это позволяет увеличить регистрируемый поток

рентгеновского излучения более чем на три порядка и проводить измерения спектров за время не более 100 мс.

Измерения в субсекундном временном диапазоне обеспечивает возможность широкого применения метода, включая кардиодиагностику. Благоприятным фактором при диагностике сосудов грудной клетки является прохождение пучка через заполненную воздухом ткань легких. Линейный коэффициент ослабления для водозэквивалентной ткани при энергии 33.2 кэВ и типичной эффективной энергии полихроматического спектра 50 кэВ равны соответственно 0.34 см^{-1} и 0.23 см^{-1} . Это, очевидно, ограничивает возможность использования боковых проекций для спектрометрии скачка фотопоглощения вследствие увеличения длины пути излучения в объекте и сильного ослабления спектра.

6. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полученные результаты подтверждают, что предложенный метод абсорбционной рентгеновской спектрометрии в области *K*-края рентгеновского фотопоглощения контрастирующего агента обеспечивает наиболее точные количественные измерения площади внутреннего просвета сосуда. При этом может также определяться форма сечения сосуда в результате сдавливания или отложения на стенках сосуда. Вследствие малой площади зоны облучения при спектрометрии ($\leq 1 \text{ см}^2$) эффективная доза облучения по сравнению с КТ и ангиографической диагностикой снижается на несколько порядков величины. Это позволяет при маркировке области интереса проводить многократный мониторинг состояния сосуда и, в частности, контролировать рестеноз после баллонной ангиопластики и/или стентирования сосудов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Morris P.D., Taylor J., Boutong S. et al.* Catheter. Cardiovasc. Interv. 2016. V. 87. № 4. P. E104. <https://doi.org/10.1002/ccd.26032>
2. *Yao Pan, Chong-Fu Jia.* Quant. Imaging Med. Surg. 2025. V. 15. № 6. P. 5859. <https://doi.org/10.21037/qims-24-57>
3. *Mihl C., Maas M., Turek J. et al.* Fortschr. Röntgenstr. 2017. V. 189. P. 312. <https://doi.org/10.1055/s-0042-121609>
4. *Georgiopoulos G., Figliozzi S., Sanguineti F. et al.* Circulation: Cardiovasc. Imaging. V. 14. № 1. 2021. P. 55. <https://doi.org/10.1161/CIRCIMAGING.120.011492>
5. *Лукъяненко П.И., Усов В.Ю., Архангельский В.А., Бабокин В.Е., Гольцов С.Г.* Фундаментальные исследования. 2014. № 2. С. 99. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=21370226>

6. *Залялютдинова Л.Н., Фаттахов Я.В., Фазлиахметова Д.А., Баязитов А.А., Крылатых Н.А., Иманаева А.Я., Петрова А.А.* Научное приборостроение. 2019. № 1. С. 87. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=37286716>
7. *Nagaraja V, Kalra A, Puri R.* Cardiovasc. Diagn. Ther. 2020. V. 10. № 5. P. 1429. <https://doi.org/10.21037/cdt-20-206>
8. *Ксенофонтов С.Ю., Шилягин П.А., Терпелов Д.А., Шабанов Д.В., Геликонов В.М., Геликонов Г.В.* ПТЭ. 2023. № 6. С. 154. <https://doi.org/10.31857/S0032816223050312>
9. *Zitek T., Baydoun J., Yezpez S., Forred W., Slattery D.E.* // West. J. Emerg. Med. 2016. V. 17. № 2. P. 201. <https://doi.org/10.5811/westjem.2016.1.29335>
10. *Mushtaq R., Zahra S., Scott French S. et al.* J. Vasc. Surg. 2025. V. 82. № 5. P. 1694. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2025.06.051>
11. *van Soest G., Regar E., Goderie T., et al.* JACC Cardiovasc. Imaging. 2011. V. 4. № 7. P. 810. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2011.01.022>
12. *Турьянский А.Г., Ахадов Т.А., Лин Ч.З. и др.* Краткие сообщения по физике ФИАН. 2024. Т. 51. № 4. С. 48. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=65314012>
[*Turyanskiy A.G., Akhadov T.A., Kyaw Zaw Lin et al.* Bulletin of the Lebedev Physics Institute. 2024. V. 51. No. 3. P. 106. <https://doi.org/10.3103/S1068335623602303>]
13. *Paudyal S., Rokka D., Chhetry S.* Int. J. Sci. Res. Sci. Technol. 2023. V. 10. № 1. P. 159. <https://doi.org/10.32628/IJSRST2310110>
14. *Rau A., Elsheikh S., Cimflova P. et al.* Neuroradiology. 2025. V. 67. P. 1171. <https://doi.org/10.1007/s00234-025-03558-5>
15. *Mazzei F.G., Gentili F., Guerrini S. et al.* BioMed. Res. Int. 2017. Art. ID 2598358. <https://doi.org/10.1155/2017/2598358>
16. *Schwartz F.R., James O., Kuo P.H., Witte M.H., Koweek L.M., Pabon-Ramos W.M.* Semin. Interv. Radiol. 2020. V. 37. № 3. P. 237. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1713441>
17. *Yoon Jihae, Ha Juyoung, Hwang Jinyeon, Hwang Byoung-Hoon, Brown G.E.* Characteristics of Organobentonite and Study of Iodide Adsorption on Organobentonite Using X-ray Absorption Spectroscopy. J. Miner. Soc. Korea. 2009. V. 22. № 1. P. 23.
18. *Seltzer S.M.* Radiat. Res. 1993. V. 136. No. 2. P. 147. <https://doi.org/10.2307/3578607>
19. *Хилькевич Е.М., Шевелев А.Е., Чугунов И.Н., Найденов В.О., Гин Д.Б., Дойников Д.Н.* Письма в ЖТФ. 2013. Т. 39. № 1. С.19. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=20328070>
20. *Agostini G., Ambrosino F., Antonelli M. et al.* Front. Detect. Sci. Technol. 2025. V. 3. P. 1. <https://doi.org/10.3389/fdest.2025.1551757>

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

- Рис.1.** Схема прохождения зондирующего пучка в поперечном (а) и продольном (б) сечении сосуда; 5 и 6 – соответственно следы поперечного сечения вне и внутри области отложения на стенке сосуда
- Рис. 2.** Экспериментальная схема измерения: 1 – источник полихроматического излучения, 2, 3 – щели коллиматора, 4 – сменный фильтр, 5 – модулятор интенсивности, 6, 7 – трубки с контрастирующим агентом, –внутренняя вставка (имитатор отложения), 9 – система линейного сканирования, 10 – контейнер с водой, имитатор окружающей среды, 11 – приемная щель, 12 – спектрометр.
- Рис. 3.** Спектры пропускания через медный фильтр толщиной 0.2 мм (1) и через контейнер из полипропилена диаметром 80 мм с дистиллированной водой (2).
- Рис. 4.** Отношение спектров пропускания $R(E)$ через фантом со вставкой (трубка диаметром 4 мм с водным раствором йогексола 25%) к спектру пропускания без вставки: 1 – пропускание через стенку трубки (2.2 мм от центра трубки), 2 – пропускание на расстоянии 1.85 мм от центра трубки, 3 – пропускание через центр трубки.
- Рис. 5.** Зависимости длины пути излучения в трубках $L_x(y)$ диаметром 4 мм (а) и 2 мм (б) с раствором йогексола, и соответственно результаты преобразование хорд в окружности (в) и (г).
- Рис. 6.** Результаты измерения длины пути излучения $L_x(y)$ для трубок диаметром 4 мм (а) и 2.05 мм (б) со вставками и соответственно результаты преобразования хорд в фрагменты окружностей (в) и (г)

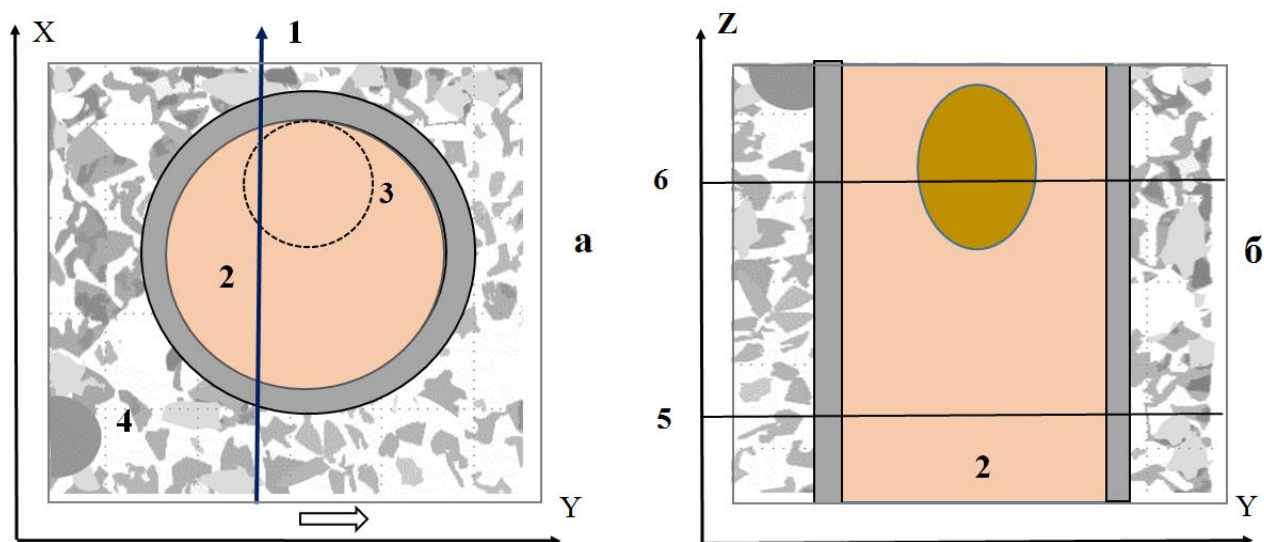


Рис.1.

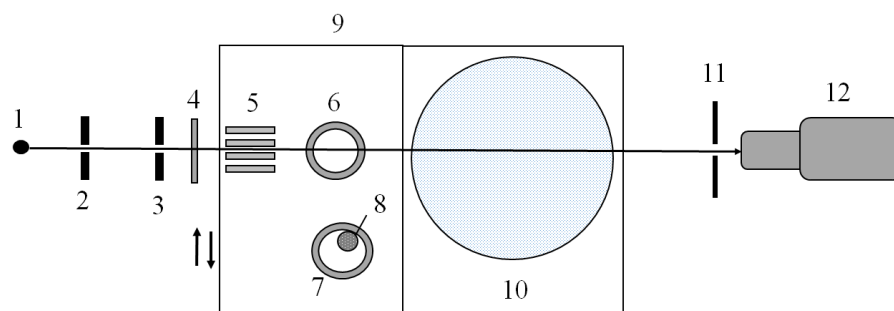


Рис. 2.

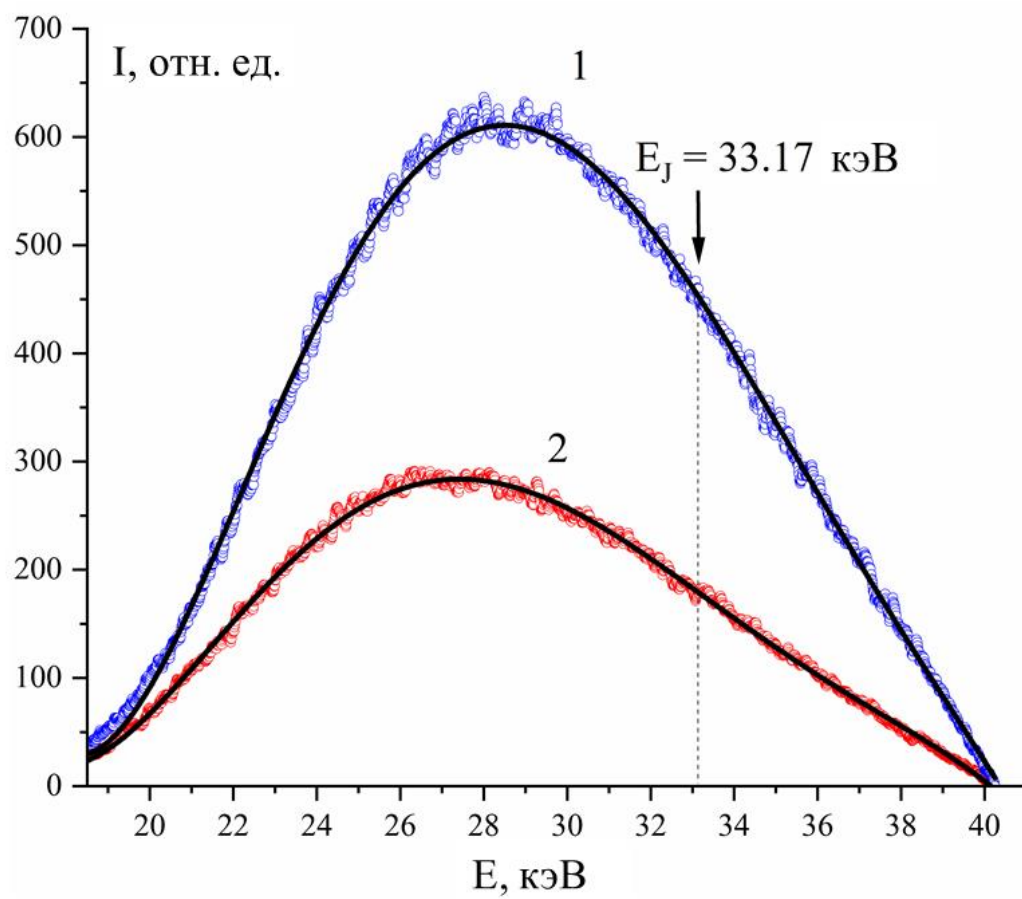


Рис. 3.

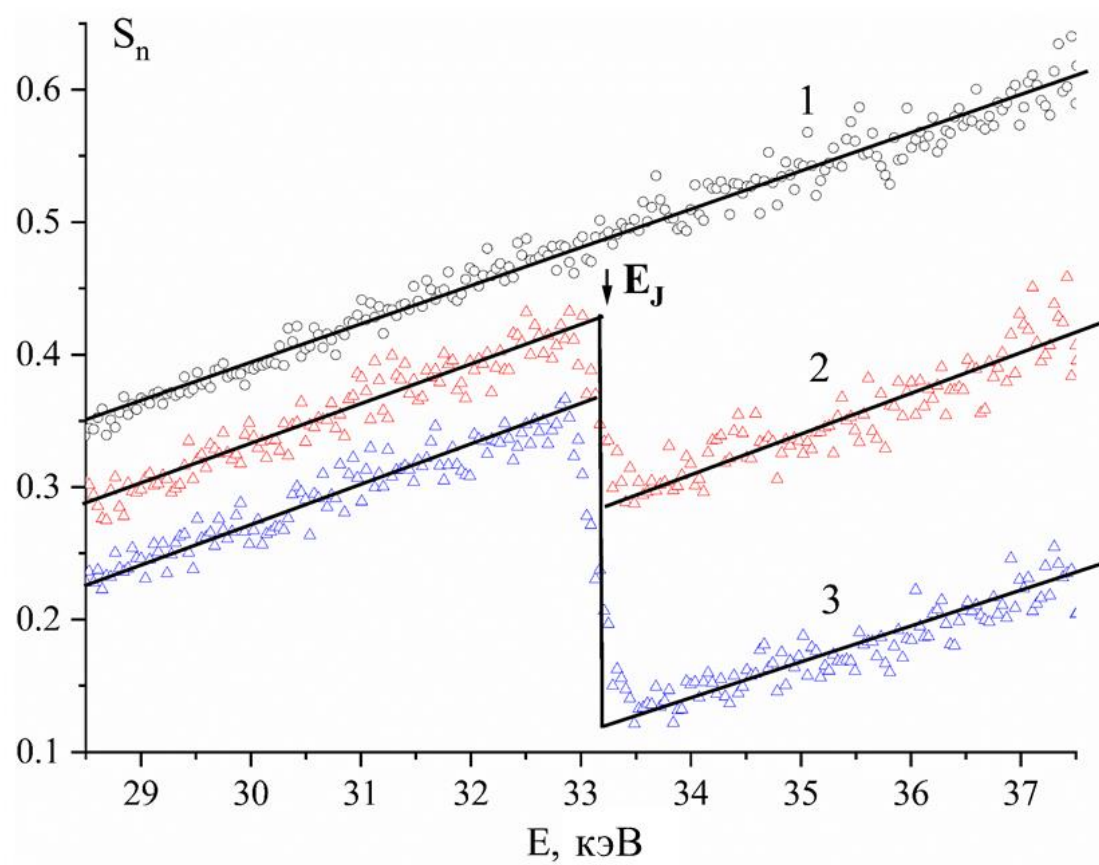


Рис. 4.

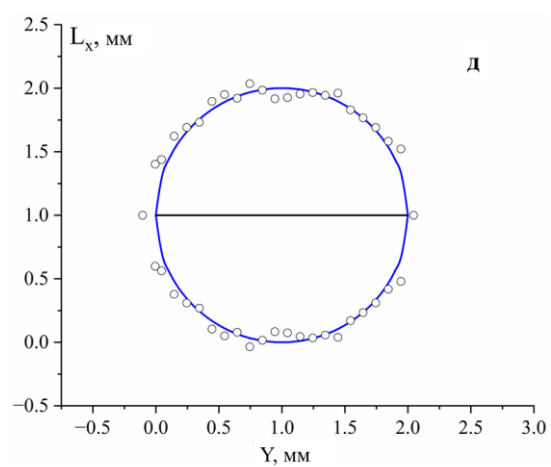
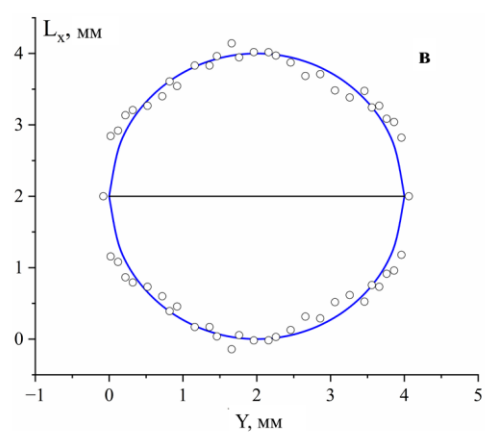
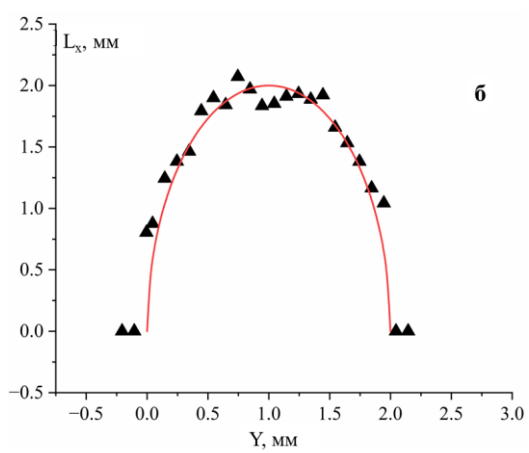
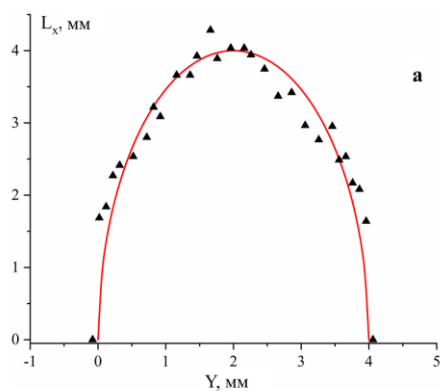


Рис. 5.

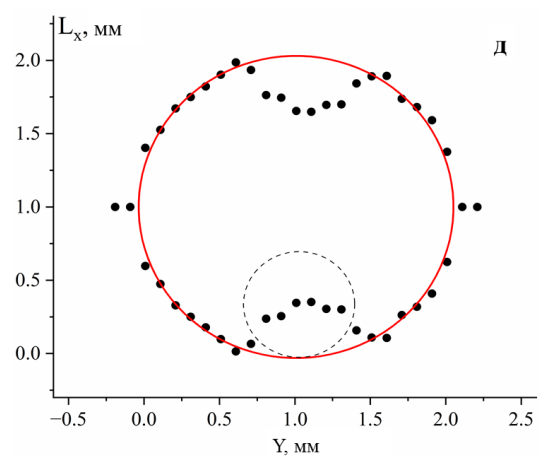
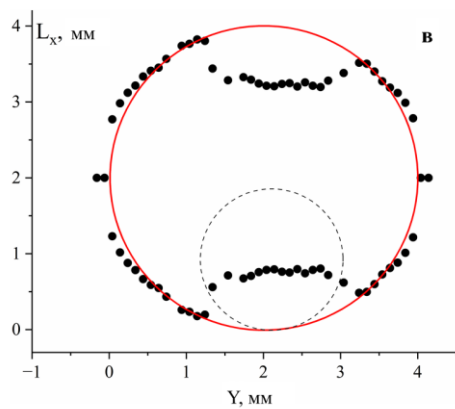
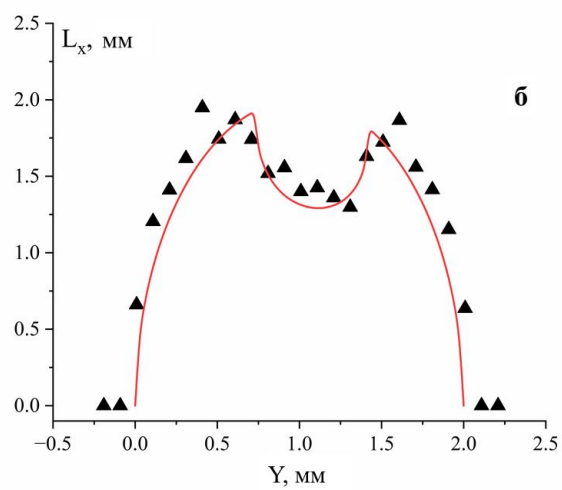
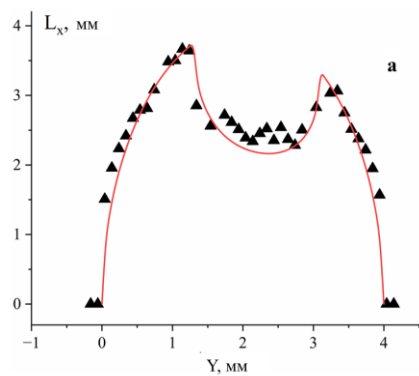


Рис. 6.