

УДК 616-073.75

PACS: 78.70. Dm

DOI: 10.51368/1996-0948-2023-4-16-21

EDN: YKVWMV



Энергодисперсионная абсорбционная спектроскопия К-скачков рентгеновского фотопоглощения ксенона для рентгенологической диагностики

А. Г. Турьянский, Чжо Зо Лин, В. М. Сенков, М. З. Зиятдинова,
М. Ю. Куприянов, М. М. Аксенова, В. И. Цехош

Показана возможность применения энергодисперсионной абсорбционной спектроскопии на основе полупроводникового рентгеновского спектрометра для диагностики легочных патологий при контрастировании ксеноном (Xe). Заполняемый газом объем модели легких в просвечиваемой области объекта определяется путем анализа спектра в области К-скачка рентгеновского фотопоглощения Xe. Представлены спектры пропускания через пластиковый фантом, заполняемый газовой смесью ксенона и воздуха, а также комбинированные объекты в виде фантома и костной или тканезквивалентной вставок. Метод обеспечивает достоверное определение локальных вентиляционных параметров контрастированной области и возможность снижения поглощенной дозы просвечивающего излучения более чем на три порядка по сравнению с рентгеновской компьютерной томографией.

Ключевые слова: рентгеновская абсорбционная спектроскопия, К-скачок фотопоглощения, ксенон, медицинская диагностика.

Введение

Ксенон является одним из наиболее перспективных контрастирующих агентов в рент-

генологической диагностике. Его применение практически не вызывает аллергических реакций, и после прекращения ингаляции он может выводиться из организма в течение нескольких минут. Сечение фотопоглощения Xe в области энергии фотонов $E > E_K$ (E_K – энергия К-скачка фотопоглощения Xe) более чем на 2 порядка величины выше чем у основных элементов, образующих мягкие биологические ткани [1]. Поэтому введение Xe в легкие или другие полостные зоны позволяет получать высококонтрастные изображения внутренней структуры.

В настоящее время одним из наиболее информативных методов диагностики патологий легких является рентгеновская компьютерная томография (КТ). При КТ-сканировании с ксеноном достоверно определяются размеры вентилируемых и патологических зон и степень их заполнения газом. Однако пациент обычно получает дозовую нагрузку 5–10 мЗв, что существенно превышает рекомендованные годовые пределы облучения при скрининге [2]. Это также препятствует мониторингу течения заболевания. Использование

Турьянский Александр Георгиевич¹, зав. лаб. д.ф.-м.н.
E-mail: algeo-tour@yandex.ru

Чжо Зо Лин^{1,2}, докторант, к.ф.-м.н.

Сенков Вячеслав Маркович¹, с.н.с., к.ф.-м.н.

Зиятдинова Мариям Зиннуровна^{1,3}, н.с., к.х.н.

Куприянов Максим Юрьевич⁴, доцент, к.т.н.

Аксенова Мария Михайловна⁴, вед. инженер.

Цехош Владимир Игоревич¹, вед. инженер-технолог.

¹ Физический институт им. П. Н. Лебедева РАН.
Россия, 119991, Москва, Ленинский просп., 53.

² Центр высшего образования, Пьин У Лвин, Мьянма.

³ Российский химико-технологический университет им. Д. И. Менделеева.

Россия, 125047, Москва, Миусская площадь, 9.

⁴ Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана.

Россия, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., 5, стр. 1.

Статья поступила в редакцию 14.04.2023

После доработки 10.05.2023

Принята к публикации 15.05.2023

© Турьянский А. Г., Чжо Зо Лин, Сенков В. М.,
Зиятдинова М. З., Куприянов М. Ю., Аксенова М. М.,
Цехош В. И., 2023

контрастирования ксеноном в стандартных проекционных методах рентгеновской диагностики, включая субтрактивную обработку изображений, позволяет снизить дозовую нагрузку на 1–2 порядка, но не дает воспроизводимых результатов. Это обусловлено зависимостью данных измерений от степени фильтрации первичного спектра, ускоряющего напряжения рентгеновского источника, размеров и состава объекта, а также других аппаратно-зависимых факторов.

Рассмотрим возможность применения метода энергодисперсионной абсорбционной спектроскопии *K*-скачков рентгеновского фотопоглощения *Xe* с использованием полупроводникового спектрометра для достоверного определения параметров контрастированной области с ультранизкой дозовой нагрузкой.

Метод измерения

Абсорбционная рентгеновская спектроскопия *K*- и *L*-скачков фотопоглощения широко используется на синхротронных каналах для исследования энергетической структуры поверхностных слоев, состояния химической связи (область *XANES*) и ближнего атомного порядка конденсированных сред (область *EXAFS*) [3]. Область *XANES* обычно составляет несколько десятков эВ. В случае инертного газа при атмосферном давлении сечение фотопоглощения в области *K*-скачка фотопоглощения достаточно хорошо описывается приближением изолированного атома. Связанные с сечением фотопоглощения величины массового коэффициента ослабления μ при различных энергиях фотонов *E* табулированы [1, 4]. Это принципиально позволяет с помощью полупроводникового спектрометра, аппаратная функция *A*(*E*) которого заведомо больше ширины переходной области *K*-скачка фотопоглощения, решить обратную задачу, а именно, определить спектр пропускания в области *K*-скачка фотопоглощения. В рассматриваемом случае это обеспечивается путем измерения функции *A*(*E*) в области энергии *K*-скачка и численного решения уравнения свертки.

Полный коэффициент пропускания рентгеновских фотонов $T_o(E)$ через объект сложного состава можно рассматривать как произведение коэффициентов пропускания

через неконтрастированную область $T_n(E)$ и контрастированную область $T_c(E)$, то есть $T_o(E) = T_n(E) T_c(E)$.

Путем подбора абсорбционных фильтров первичного излучения и ускоряющего напряжения рентгеновского источника формируется спектр, при котором функция $T_n(E)$ является медленно меняющейся функцией в области *K*-скачка фотопоглощения *Xe*. Это означает, что в узкой полосе спектра по шкале энергии слева E_K^- и справа E_K^+ от энергии *K*-скачка фотопоглощения ксенона E_K выполняется условие $T_n(E_K^-)/T_n(E_K^+) \rightarrow 1$. Поэтому с достаточной для экспериментальных измерений точностью можно записать

$$T_o(E_K^-)/T_o(E_K^+) = T_c(E_K^-)/T_c(E_K^+). \quad (1)$$

Таким образом, отношение коэффициентов пропускания в узкой полосе слева и справа от энергии *K*-скачка фотопоглощения не зависит от состава и степени ослабления в неконтрастированной области объекта и определяется скачком массового коэффициента поглощения ксенона и величиной массовой длины (размера) L_m контрастированной области. Используя табулированные величины μ при E_K^- и E_K^+ для отношения (1) получаем

$$T_o(E_K^-) / T_o(E_K^+) = \exp\{[\mu(E_K^+) - \mu(E_K^-)] L_m\}, \quad (2)$$

где $L_m = \rho l$, ρ – парциальная плотность ксенона в контрастированной области, l – размер контрастированной области по ходу пучка излучения.

Схема измерения

На рис. 1 показана экспериментальная схема, собранная на модифицированной платформе установки ComplefleX-6 (CDP Systems). В качестве источника излучения использовалась трубка с медным анодом. Первичный пучок пропускался через блок фильтрации 2, содержащий сменные пластины из Cu и Si. В качестве фантома грудной клетки 3 использовался пластиковый цилиндр длиной 200 мм, который заполнялся смесью ксенона и воздуха с различной объёмной концентрацией газов. Тканезквивалентным объектом 4 являлся цилиндр длиной 42 мм, заполненный соевым раствором со следующими массовыми долями: 9 % NH_3NO_3 , 25 % $\text{C}_{12}\text{H}_{22}\text{O}_{11}$, 66 % H_2O .

Линейный коэффициент ослабления раствора по данным [5] совпадает соответствующим параметром конденсированной легочной ткани с точностью до 99 %. Костным объектом служили ребра 5 взрослой свиньи с максимальным размером в поперечном сечении 18 мм. Спектры излучения регистрировались

кремниевым полупроводниковым *SDD* спектрометром 6 (Amptek). Энергетическое разрешение спектрометра на спектральной линии $\text{CuK}_{\alpha 1}$ (8,05 кэВ) составляло 160 эВ. Для повышения эффективности регистрации фотонов входное окно спектрометра 6 устанавливалось под углом к оси рентгеновского пучка.

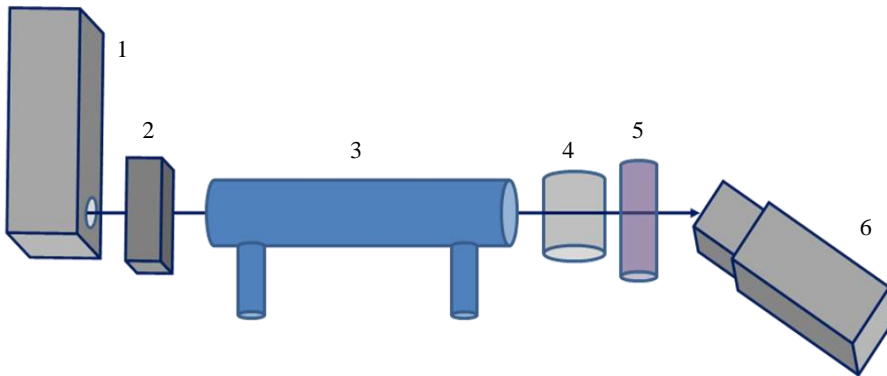


Рис. 1. Спектрометрическая схема с фантомом: 1 – источник полихроматического спектра; 2 – блок фильтрации; 3 – наполняемый газом фантом легких; 4 – вставка (эквивалент мягкой ткани); 5 – костная вставка; 6 – спектрометр

Результаты измерения

На рис. 2 представлены данные измерения спектра пропускания через фантом, заполненный Хе и воздухом с объемной концентрацией Хе 22 % (кривая 1), и фантом с вставкой из ребра свиньи (кривая 2). Измере-

ния проводились при ускоряющем напряжении на трубке 40 кВ, фильтрация мягкой части спектра осуществлялось с помощью фольги из меди с суммарной толщиной 280 мкм. В области *K*-скачка фотопоглощения Хе ($E_K = 33,6$ кэВ) наблюдается резкое изменение интенсивности спектра.

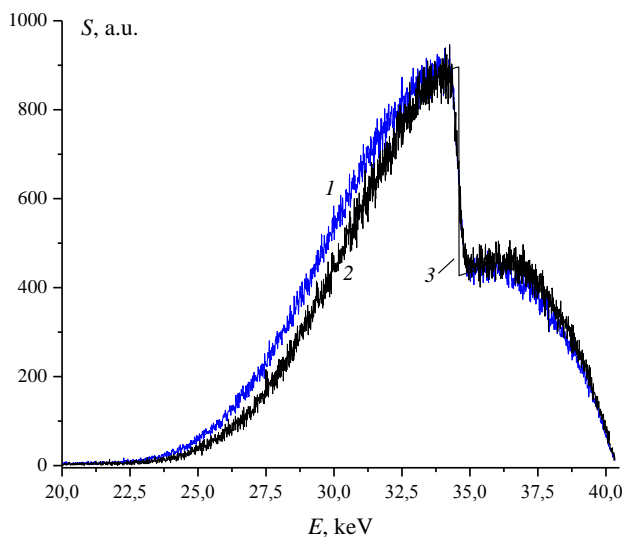


Рис. 2. Спектры пропускания рентгеновского пучка через фантом легких с концентрацией Хе 22 %: 1 – без костной вставки; 2 – с костной вставкой; 3 – после деконволюции

Аппаратная функция полупроводникового спектрометра достаточно точно описывается функцией Гаусса, что позволяет восстановить исходный спектр путем численного решения уравнения свертки (кривая 3). Введение костной вставки приводит к снижению интенсивности спектра в области *K*-скачка фотопоглощения Хе на 36 %. При калибровке интенсивности на ука-

занную величину спектры пропускания $S(E)$ в области *K*-скачка фотопоглощения при наличии и без костной вставки практически совпадают. Аналогичные результаты были получены при установке за фантомом тканезквивалентной вставки в виде водного раствора и при последующем введении костной вставки (рис. 3, кривые 1 и 2 соответственно).

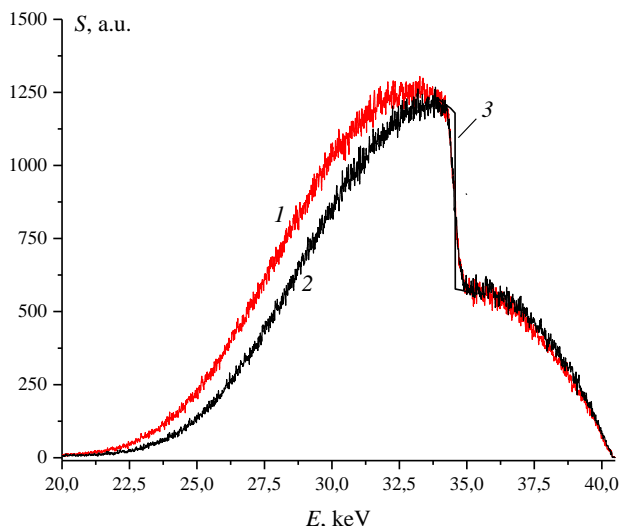


Рис. 3. Масштабированные спектры пропускания через фантом с Xe: 1 – с тканеэквивалентной вставкой; 2 – с тканеэквивалентной и костной вставками; 3 – после деконволюции

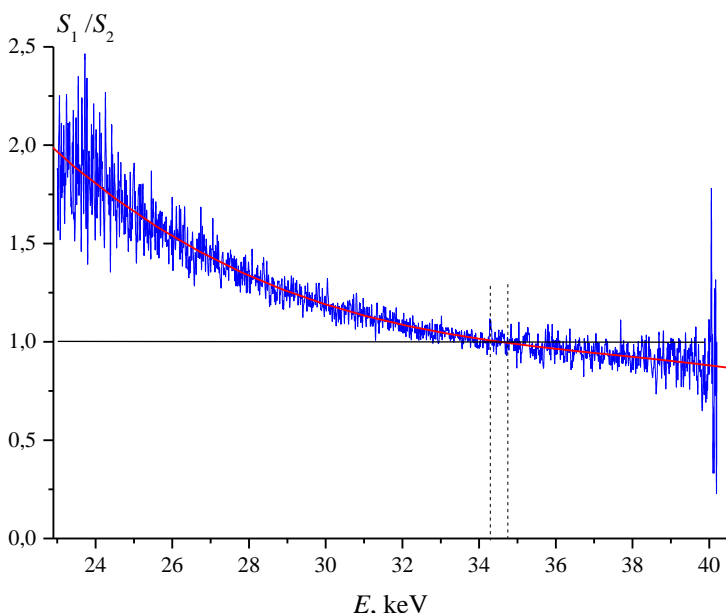


Рис. 4. Отношение спектра пропускания через фантом с Xe и тканеэквивалентной вставкой к спектру через фантом с Xe и тканеэквивалентной и костной вставками

На рис. 4 показано отношение спектров пропускания через фантом с тканеэквивалентной вставкой $S_1(E)$ и через фантом с тканеэквивалентной и костной вставками $S_2(E)$.

Участок спектра в переходной области K -скачка фотопоглощения выделен штриховыми линиями. Спектры получены при аналогичных указанным выше условиях. Экспериментальная зависимость $S_1(E)/S_2(E)$ описывается полиномом 3-й степени (сплошная линия). В выделенной области относительное изменение отношения $S_1(E)/S_2(E)$ составляет $\sim 1\%$ и монотонный характер изменения кривой сохраняется неизменным. Это подтверждает обоснованность использования выражения (2) для определения параметра массовой длины по K -скачку фотопоглощения ксенона.

Оценка дозовой нагрузки

Как показывают сравнительные измерения спектров при концентрации Xe $\sim 1\%$, для достоверной обработки сигнала на фоне статистического шума необходима регистрация не менее 10^5 рентгеновских фотонов. При этом для анализа достаточно полоса спектра с областью K -скачка фотопоглощения шириной не более 2–3 кэВ. Сравним соответствующие потоки излучения на компьютерных рентгеновских томографах по данным измерения кожной дозы [6, 7]. При ускоряющем напряжении на трубке с вольфрамовым анодом 100–120 кВ [8] средняя энергия фотонов в первичном спектре излучения равна приблизительно 50 кэВ. При стандартном сканировании фантома кожная доза (поглощение во

внешнем слое объекта) существенно превышает среднюю распределенную по объему дозу и достигает ~ 100 мГр [6, 7]. При средней энергии фотонов 50 кэВ указанная доза будет получена при плотности первичного потока на объекте $4\text{--}6 \times 10^{10}$ фотон/см². Линейный коэффициент ослабления μ_l легочной ткани обычно составляет не более 20–25 % соответствующего параметра для воды [9, 10]. Расчетная оценка по данным [1, 4] показывает, что коэффициент пропускания через грудную клетку в полосе спектра вблизи энергии *K*-скачка фотопоглощения *Xe* с учетом прохождения через костную структуру и мягкую ткань не должен быть менее 10^{-2} . Это означает, что для проведения спектрометрических измерений достаточно плотности потока на объекте $\times 10^7$ фотон/см², что более чем на 3 порядка меньше, чем при КТ-сканировании.

Заключение

Полученные результаты на фантомах подтверждают эффективность спектрометрического метода, воспроизводимость данных и перспективность применения энергодисперсионной рентгеновской спектрометрии по *K*-скачку фотопоглощения *Xe* для диагностики легочных патологий (мониторинг и скрининг). Возможны также технические применения метода, например, для исследования внутренних процессов диффузии и газообмена. Очевидно, что эффективного применения на практике необходимо выделение спектральной полосы в области *K*-скачка фотопоглощения *Xe*. Это может быть достигнуто путем использования мозаичных кристаллов-монокроматоров [11], селективных и дифракционных фильтров [12, 13] или путем генерации заданной полосы спектра, например, с помощью источника из-

лучения на обратном комптоновском рассеянии [14]. Применение полупроводниковых детекторов из *Ge* и *CdTe* обеспечивает эффективность регистрации квантов > 90 %.

ЛИТЕРАТУРА

1. Блохин М. А., Швейцер И. Г. Рентгеноспектральный справочник. – М.: Наука, 1982.
2. Rebecca Smith-Bindman, Yifei Wang et al. / *BMJ* 2019; 364. doi: <https://doi.org/10.1136/bmj.k4931>
3. Фетисов Г. В. Синхротронное излучение. – М.: Физматлит, 2007.
4. Hubbell J. H. / *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* 1982. Vol. 33. P. 1269–1290.
5. Schneider U., Pedroni E., Lomax A. / *Physics in Medicine & Biology.* 1996. № 1. P. 111.
6. Heras H., Minniti R., Wilson S., Mitchell C., Skopec M., Brunner C. C., Chakrabarti K. / *Radiat Prot Dosimetry.* 2013. № 4. P. 536–542. doi: 10.1093/rpd/nct171
7. Nawfel R. D., Young G. S. / *American Journal of Neuroradiology.* 2017. № 3. P. 455–461. doi: <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5040>
8. Xinhui Duan, Jia Wang, Lifeng Yu, Shuai Leng, McCollougha C. H. / *Med. Phys.* 2011. № 2. P. 993–997. doi: 10.1118/1.3547718
9. Chen-Mayer H. H., Fuld M. K., Hoppel B., Judy P. F., Sieren J. P., Junfeng Guo, Lynch D. A., Possolo A., Fain S. B. / *Med Phys.* 2017. № 3. P. 974–985. doi: 10.1002/mp.12087
10. Campos M. A., Diaz A. A. / *CHEST.* 2018. № 5. P. 1241. doi: <https://doi.org/10.1016/j.chest.2017.11.017>
11. Turyanskiy A. G., Senkov V. M., Ziyatdinova M. Z. / *JETP Letters.* 2021. Vol. 114 (4). P. 195–199. doi: 10.1134/S0021364021160104
12. Tur'yanskii A. G., Gizha S. S., Senkov V. M., Pirshin I. V., Stanishevskii Y. M. / *JETP Letters.* 2016. Vol. 104. № 6. P. 417–420. doi: 10.1134/S0021364016180120
13. Kulpe S., Dierolf M., Braig E-M., Günther B., Achterhold K., Gleich B., Herzen J., Rummeny E., Pfeiffer F., Pfeiffer D. / *J Med Imaging (Bellingham).* 2020. № 2. P. 023504. doi: 10.1117/1.JMI.7.2.023504
14. Hornberger B., Kasahara J., Ruth R., Loewen R., Khaydarov J. / *Proc. SPIE 11886, International Conference on X-Ray Lasers 2020.* P. 1188609. doi: 10.1117/12.2591977

Energy-dispersive absorption spectroscopy of X-ray photoabsorption K-jumps of xenon for radiological diagnostics

A. G. Turyansky¹, Kyaw Zaw Lin^{1,2}, V. M. Senkov¹, M. Z. Ziyatdinova^{1,3}, M. Yu. Kupriyanov⁴,
M. M. Aksenova⁴ and V. I. Tsekhosh¹

¹ P. N. Lebedev Physical Institute of the Russian Academy of Sciences
53 Leninsky prospekt, Moscow, 119991, Russia
E-mail: algeo-tour@yandex.ru

² Higher Education Center (HEC), Pyin Oo Lwin, Myanmar

³ Mendeleev University of Chemical Technology
9 Miusskaya square, Moscow, 125047, Russia

⁴ Bauman Moscow State Technical University
5 2-nd Baumanskaya st., Moscow, 105005, Russia

Received 14.04.2023; revised 10.05.2023; accepted 15.05.2023

The possibility of energy-dispersive absorption spectroscopy application with a semiconductor X-ray spectrometer for diagnostics of pulmonary pathologies with xenon contrast agent is shown. The gas filled volume in the transmitted area of the object is determined by analyzing the spectrum in the X-ray photoabsorption K-jump region of Xe. Transmission spectra through a plastic phantom filled with a gas mixture of xenon and air, as well as combined objects in the form of a phantom and bone or tissue equivalent inserts are presented. The method provides reliable determination of the local ventilation parameters of the contrasted area and the possibility of the absorbed dose reduction by more than three orders of magnitude compared to X-ray computed tomography.

Keywords: absorption spectroscopy, K-jumps, xenon, X-ray diagnostics.

DOI: 10.51368/1996-0948-2023-4-16-21

REFERENCES

1. Blokhin M. A. and Schweitzer I. G., X-ray Spectral Handbook, Moscow, Nauka, 1982.
2. Rebecca Smith-Bindman, Yifei Wang et al., BMJ 2019; 364 doi: <https://doi.org/10.1136/bmj.k4931>
3. Fetisov G. V., Synchrotron radiation, Moscow, Fizmatlit, 2007.
4. Hubbell J. H., Int. J. Appl. Radiat. Isot. **33**, 1269–1290 (1982).
5. Schneider U., Pedroni E. and Lomax A., Physics in Medicine & Biology, № 1, 111 (1996).
6. Heras H., Minniti R., Wilson S., Mitchell C., Skopec M., Brunner C. C. and Chakrabarti K., Radiat Prot Dosimetry, № 4, 536–542 (2013). doi: 10.1093/rpd/nct171
7. Nawfel R. D. and Young G. S., American Journal of Neuroradiology, № 3, 455–461 (2017). doi: <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5040>
8. Xinhui Duan, Jia Wang, Lifeng Yu, Shuai Leng, and McCollough C. H., Med. Phys., № 2, 993–997 (2011). doi: 10.1118/1.3547718
9. Chen-Mayer H. H., Fuld M. K., Hoppel B., Judy P. F., Sieren J. P., Junfeng Guo, Lynch D. A., Possolo A. and Fain S. B., Med Phys., № 3, 974–985 (2017). doi: 10.1002/mp.12087
10. Campos M. A. and Diaz A. A., CHEST, № 5, 1241 (2018). doi: <https://doi.org/10.1016/j.chest.2017.11.017>
11. Turyanskiy A. G., Senkov V. M. and Ziyatdinova M. Z., JETP Letters **114** (4), 195–199 (2021). doi: 10.1134/S0021364021160104
12. Tur'yanskii A. G., Gizha S. S., Senkov V. M., Pirshin I. V. and Stanishevskii Y. M., JETP Letters **104** (6), 417–420 (2016). doi: 10.1134/S0021364016180120
13. Kulpe S., Dierolf M., Braig E.-M., Günther B., Achterhold K., Gleich B., Herzen J., Rummeny E., Pfeiffer F. and Pfeiffer D., J. Med. Imaging (Bellingham), № 2, 023504 (2020). doi: 10.1117/1.JMI.7.2.023504
14. Hornberger B., Kasahara J., Ruth R., Loewen R. and Khaydarov J., Proc. SPIE 11886, International Conference on X-Ray Lasers 2020, 1188609. doi: 10.1117/12.2591977