

УДК 616.073.75

Турьянский А. Г.¹, Чжо Зо Лин^{1,4}, Сенков В. М.¹, Зиятдинова М. З.^{1,2},
Куприянов М. Ю.³, Аксенова М. М.³

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЕНТИЛЯЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ЛЕГКИХ МЕТОДОМ ЭНЕРГОДИСПЕРСИОННОЙ АБСОРБЦИОННОЙ СПЕКТРОСКОПИИ К-СКАЧКОВ РЕНТГЕНОВСКОГО ФОТОПОГЛОЩЕНИЯ КСЕНОНА

¹Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН, Москва, Россия

²Российский химико-технологический университет им. Д.И. Менделеева, Москва, Россия

³Московский Государственный Технический Университет им. Н.Э. Баумана, Москва, Россия

⁴Центр Высшего Образования, Пьин У Лвин, Мьянма

Показана возможность применения метода энергодисперсионной абсорбционной спектроскопии с использованием полупроводникового рентгеновского спектрометра для диагностики легочных патологий при контрастировании ксеноном. Анализ спектра проводится в узкой спектральной полосе в области К-скачка рентгеновского фотопоглощения Хе. Метод обеспечивает возможность достоверного определения вентиляционных параметров контрастированной области легких с ультранизкой дозой нагрузки до 5-10 мкЗв.

Ксенон является одним из наиболее перспективных контрастирующих агентов в рентгенологической практике. Его применение практически не вызывает аллергических реакций, и после прекращения ингаляции он может выводиться из организма в течение нескольких минут. Сечение фотопоглощения Хе в области энергии фотонов $E > E_K$ (E_K - энергия К-скачка фотопоглощения Хе, $E_K = 33.6$ кэВ) более чем на 2 порядка величины выше чем у основных элементов, образующих мягкие биологические ткани [1]. Поэтому введение Хе в легкие или другие полостные зоны позволяет получать высококонтрастные изображения внутренней структуры. В настоящее время одним из наиболее информативных методов диагностики является рентгеновская компьютерная томография (КТ). При КТ-сканировании с ингаляцией 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 контрастирования ксеноном в стандартных проекционных методах рентгеновской диагностики, включая субтрактивную обработку изображений, не дает воспроизводимых результатов вследствие зависимости измерений от степени фильтрации первичного спектра, ускоряющего напряжения рентгеновского источника, размеров объекта и других аппаратно-зависимых факторов.

Рассмотрим возможность применения метода энергодисперсионной абсорбционной спектроскопии К-скачков рентгеновского фотопоглощения Хе для достоверного определения параметров контрастированной области с ультранизкой дозой нагрузки.

Абсорбционная рентгеновская спектроскопия К- 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 К-скачка фотопоглощения достаточно хорошо описывается приближением изолированного атома. Связанные с сечением фотопоглощения величины массового коэффициента ослабления μ при различных энергиях фотонов E табулированы [2]. Это принципиально позволяет с помощью полупроводникового спектрометра, аппаратная функция $A(E)$ которого заведомо больше ширины переходной области К-скачка фотопоглощения, решить обратную задачу, а именно, определить спектр пропускания в области К-скачка фотопоглощения. В рассматриваемом случае это обеспечивается путем измерения функции $A(E)$ в области энергии К-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 фильтров первичного излучения и ускоряющего напряжения рентгеновского источника формируется спектр, при котором функция $T_n(E)$ является медленно меняющейся функцией в области К-скачка фотопоглощения Хе. Это означает, что в узкой полосе спектра по шкале энергии слева E_K^- и справа E_K^+ от энергии К-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 К-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.

На рисунке 1 показана экспериментальная схема, собранная на модифицированной платформе установки Compteflex-6 (CDP Systems). В качестве источника излучения 1 использовалась трубка с медным анодом. Первичный пучок пропускаться 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. Тканеэквивалентными объектами 4 являлись водные солевые растворы, дистиллированная вода и ребра 5 взрослой свиньи. Спектры излучения регистрировались кремниевым полупроводниковым SDD спектрометром 6 (Amptek). Для повышения эффективности регистрации фотонов входное окно спектрометра устанавливалось под углом к оси рентгеновского пучка.

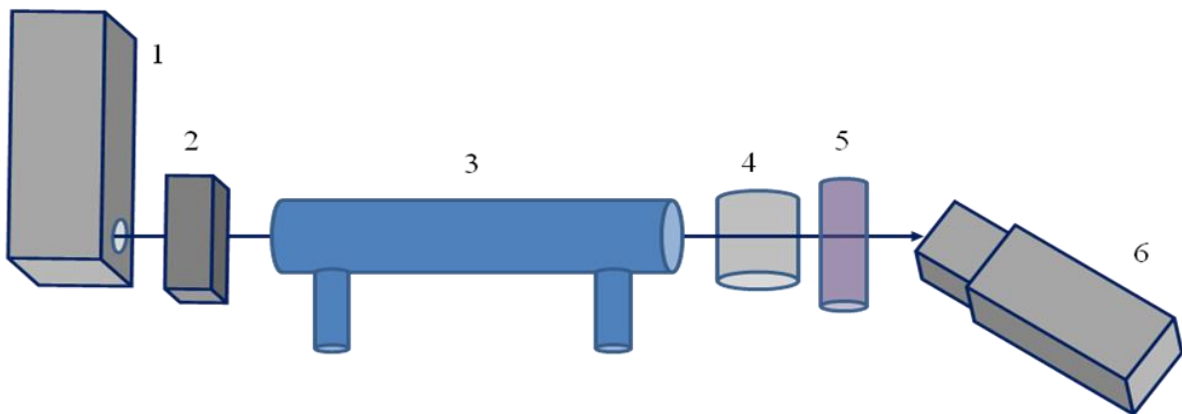


Рисунок 1 – Спектрометрическая схема с фантомом: 1 - источник полихроматического рентгеновского излучения, 2 – блок фильтрации, 3 - наполняемый газом фантом легких, 4 – тканеэквивалентная вставка, 5 – костная вставка, 6 – спектрометр.

На рисунке 2 представлены данные измерения спектра пропускания через фантом, заполненный Хе и воздухом с объёмной концентрацией 22% (кривая 1), и фантом с вставкой в виде ребра взрослой свиньи (кривая 2). Введение костной вставки приводит к снижению интенсивности спектра в области К-скачка фотопоглощения Хе на 36%. При калибровке интенсивности на указанную величину (рисунок 3) отношения интенсивностей S_1/S_2 слева и справа от К-скачка фотопоглощения совпадают. Это подтверждает корректность применения выражения (2) при определении массовой длины для Хе. Аналогичные результаты были получены

при введении двух костных вставок и при введении различных эквивалентов мягких тканей. При этом расчетная поглощенная локальная доза находилась в пределах 5-50 мкРЗв, что на 2-3 порядка меньше, чем при КТ.

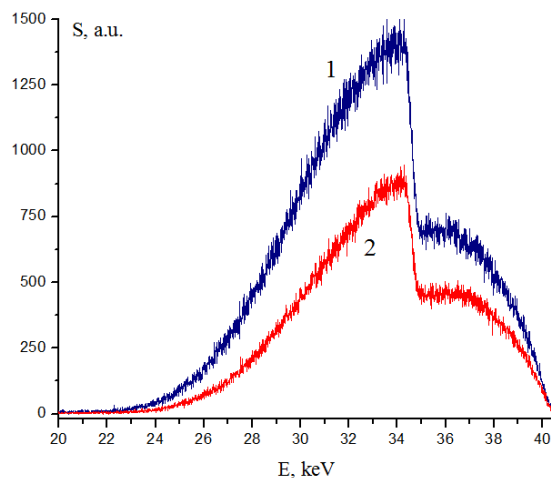


Рисунок 2 – Спектры пропускания рентгеновского пучка через фантом легких (с концентрацией ксенона 22 .%): 1 - без костной вставки, 2 - с костной вставкой

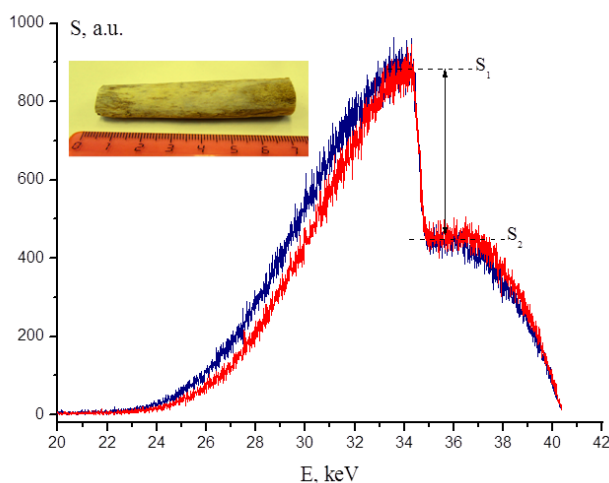


Рисунок 3 – Масштабированные по интенсивности спектры пропускания рентгеновского пучка через фантом легких (с концентрацией ксенона 22 .%): 1 - без костной вставки, 2 - с костной вставкой.

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 газообмена. При этом достоверно определяются размер заполняемой газом области, концентрация и кинетические параметры газообмена. Минимальное время регистрации данных и минимальная дозовая нагрузка могут быть достигнуты при выделении или генерации спектральной полосы шириной $\Delta E < 2$ кэВ. Применение полупроводниковых детекторов из *Ge* и *CdTe* обеспечивает эффективность регистрации квантов $> 90\%$.

Список литературы

1. Блохин М.А. Швейцер И.Г. Рентгеноспектральный справочник. М, Наука, 1982.
2. BMJ 2019; 364 doi: <https://doi.org/10.1136/bmj.k4931>
3. Г.В. Фетисов. Синхротронное излучение. М. Физматлит, 2007.