

# Экстраполяционная ионизационная камера в твердотельном фантоме для воспроизведения поглощенной дозы низкоэнергетического рентгеновского излучения

Точное определение поглощенной дозы в биологической ткани или в воде, применяющейся в качестве ее эквивалента, является необходимым условием при лучевой терапии (дистанционной или брахиотерапии) с использованием низкоэнергетических гамма-источников или рентгеновского излучения. В статье описаны результаты исследований разработанной экстраполяционной ионизационной камеры с тонким входным окном, смонтированной в твердотельный фантом.

**А.В.Берлянд, В.А.Берлянд,  
К.А.Кольцов**

Всероссийский научно-исследовательский институт физико-технических и радиотехнических измерений, пос. Менделеево Московской обл.

Рентгеновское излучение широко применяется в медицинской практике как при лучевой терапии, дистанционной и контактной (для целей брахиотерапии), так и в диагностике, например, при маммографии. В соответствии с рекомендациями Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям [1] и отечественных документов [2], погрешность определения поглощенной дозы в биологической ткани при лучевой терапии не должна превышать 5%. Соответственно, средства измерений поглощенной дозы, используемые для этих целей, должны иметь погрешность 2–4%, а эталоны 1,5–3%. По диапазону энергий рентгеновское излучение условно делится на 3 группы. Средняя энергия характеризуется слоем половинного ослабления (СПО) 0,5–4 мм Cu, низкая энергия – СПО 1,0–8 мм Al, очень низкая энергия СПО 0,035–1,0 мм Al [3]. Государственный первичный эталон ГЭТ 38-2024 [4], созданный

## **Ключевые слова:**

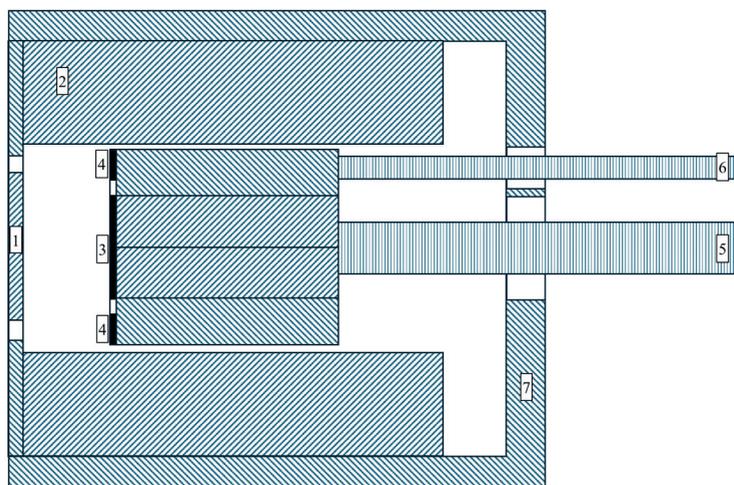
*экстраполяционная ионизационная камера, поглощенная доза, рентгеновское излучение, фантом.*

и хранящийся во ФГУП «ВНИИФТРИ», воспроизводит единицы мощности поглощенной дозы и поглощенной дозы фотонного излучения в диапазоне энергий от 15 кэВ до 50 МэВ. В рентгеновском диапазоне единицы этих величин воспроизводятся с помощью calorиметра с поглотителем из фольги из чистого графита толщиной 0,12 мм и графитовой экстраполяционной камеры с входным окном из графитовой фольги [4,5]. Наиболее подходящим эквивалентом биологической ткани является вода. Соответственно, основной дозиметрической величиной при медицинском применении ионизирующего излучения являются поглощенная доза в водной среде. В случае низкоэнергетического рентгеновского излучения надо определять поглощенную дозу в воде на поверхности водного фантома, либо на поверхности фантома из твердого водозивалентного материала [6]. В качестве такого материала часто используется полиметилметакрилат (оргстекло). Известно, что calorиметрический метод – это метод воспроизведения единиц поглощенной дозы фотонного излучения, наиболее близкий к определению этой величины. Но технически этот метод неприемлем для рентгеновского излучения очень

низких энергий вследствие сильного поглощения такого излучения деталями calorиметра. Наилучшей альтернативой для этих целей является использование экстраполяционной ионизационной камеры (ЭИК). Использование цилиндрической ионизационной камеры или обычной плоскопараллельной камеры для определения поглощенной дозы в водном или твердотельном фантоме не позволяет получить приемлемую точность измерений, поскольку мощность поглощенной дозы низкоэнергетического излучения сильно меняется с глубиной расположения точки измерения в фантоме. ЭИК представляет собой плоскопараллельную ионизационную камеру, расстояние между электродами которой может меняться, и результат измерений ионизационного тока камеры может быть экстраполирован к нулевому зазору между электродами. ЭИК используются для дозиметрии бета-, гамма-, электронного и рентгеновского излучения [7-9].

### Конструкция ЭИК

Для воспроизведения мощности поглощенной дозы рентгеновского излучения низких и очень низких энергий в оговоренных выше условиях в ФГУП «ВНИИФТРИ» была



**Рис.1.** Схематический вид ЭИК. 1 – входное окно из алюминизированного майлара (потенциальный электрод), 2 – фантом, 3 – собирающий электрод, 4 – охранный электрод, 5 – микрометрическая головка, 6 – электронный индикатор часового типа, 7 – корпус.

разработана ЭИК, вмонтированная в твердотельный фантом. Конструкция ЭИК позволяет использовать фантомы из различных материалов. Используются фантомы из графита и таких материалов, как полиметилметакрилат и полиоксиметилен. Эти материалы близки к воде по ряду параметров – плотности, эффективному атомному номеру, количеству электронов на единицу массы. Эквивалентность материалов предполагает идентичность массовых коэффициентов поглощения, массовых тормозных способностей и массовых коэффициентов рассеяния. Схематически ЭИК в фантоме представлена на рис.1.

Мощность поглощенной дозы в воздухе в бесконечно тонком слое определяется по формуле:

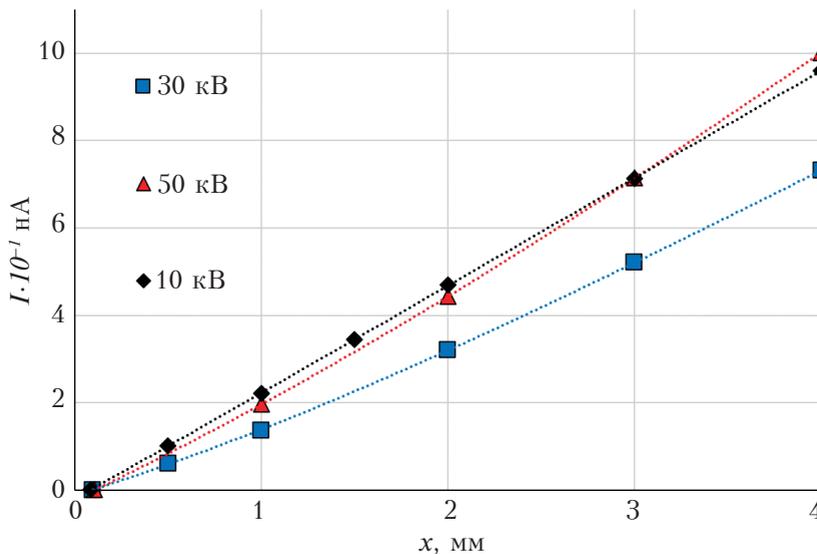
$$D_{возд} = \frac{W}{e} \frac{I}{\rho S_{эф}} \frac{dI}{dx}, \quad (1)$$

где  $W/e$  – отношение энергии ионообразования в воздухе к заряду электрона,  $\rho$  – плотность воздуха,  $S_{эф}$  – эффективная площадь собирающего электрода,  $I$  – ионизационный ток,  $x$  – расстояние между входным окном и собирающим электродом.

Измерение ионизационного тока осуществляется с помощью прецизионного дозиметра Unidos webline. Разность потенциалов между собирающим и потенциальным электродами меняется при изменении расстояния между электродами так, чтобы напряженность поля оставалась постоянной.

### Определение измерительного объема

Измерительный объем ЭИК определяется расстоянием между электродами  $x$  и эффективной площадью собирающего электрода  $S$ . Расстояние  $x$  измеряется с помощью электронного микрометра типа МГЦ-25, имеющего разрешение 1 мкм. Для учета возможного «гистерезиса», возникающего при движении микрометрического винта в переднем и заднем направлении, используется дополнительный электронный микрометр часового типа ИЦ-25 с разрешением 1 мкм. Расстояние между электродами может меняться с помощью микрометрической головки в диапазоне от 0,5 до 25 мм. При этом необходимо определить, насколько показания микрометрической головки соответствуют действительному расстоянию



**Рис.2.** Зависимость ионизационного тока ЭИК от расстояния между электродами для рентгеновского излучения различного «качества».

между электродами, т. е. каково действительное нулевое расстояние между электродами. Для этого были проведены измерения ионизационного тока камеры для рентгеновского излучения разного качества при расстояниях между электродами  $x$  мм, (по показаниям микрометрической головки) от 0,5 до 4 мм. Результаты измерений приведены на рис.2.

В результате экстраполяции результатов измерений было установлено, что действительное значение нулевого зазора составляет  $x_0 = 0,096$  мм. Таким образом, действительное значение расстояния между электродами  $x_d = (x - 0,096)$  мм. Эффективная площадь собирающего электрода также не совпадает с площадью электрода, определенной исходя из его геометрических размеров. Поскольку ЭИК фактически представляет собой плоский конденсатор, то эффективная площадь собирающего электрода была определена по результатам измерений емкости камеры  $C$  при разных расстояниях между электродами [9] исходя из соотношения:

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_{\text{возд}} \frac{S_{\text{эф}}}{x_d}, \quad (2)$$

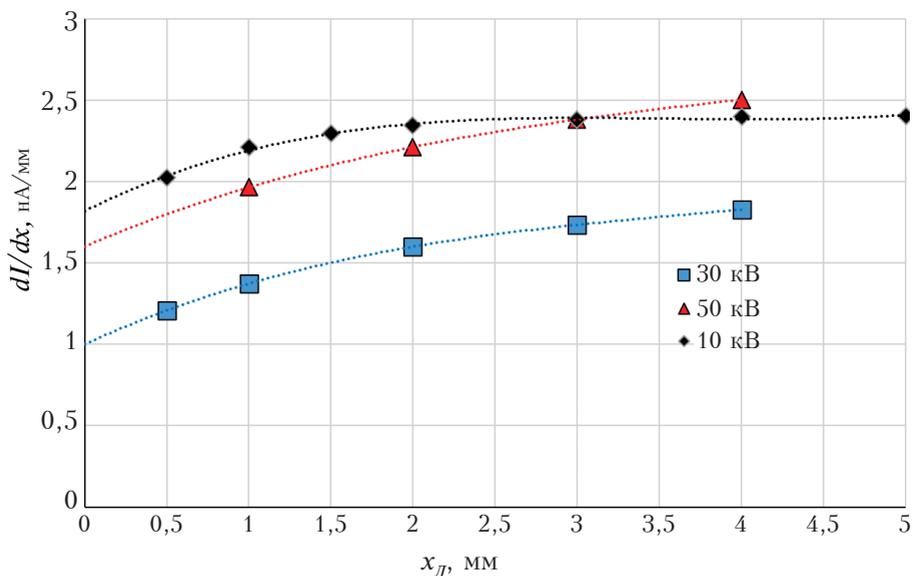
где  $\varepsilon_0$  и  $\varepsilon_{\text{возд}}$  – абсолютное и относительное значения диэлектрической проницаемости для

воздуха. Эффективные площади собирающих электродов для ЭИК с материалами фантомов из графита, полиметилметакрилата и полиоксиметилена были определены по результатам измерений емкости по соотношению (2).

### Результаты экспериментальных исследований

На рис.3 приведена дифференциальная экстраполяционная кривая отношения ионизационного тока к расстоянию между электродами. Напряжение на трубке рентгеновского аппарата 10 кВ без дополнительных фильтров, средняя энергия 7,5 кэВ, слой половинного ослабления 0,037 мм Al.

В результате экстраполяции кривой к нулевому значению  $x_d$  определяется значение ионизационного тока у поверхности входного окна. И по соотношению (1) рассчитывается значение мощности поглощенной дозы в воздухе. Переход от поглощенной дозы в воздухе к поглощенной дозе в воде осуществляется в соответствии с теорией полости Брэгга-Грея, модифицированного Спенсером-Аттиком, при условии идентичности флюенсов электронов в воздухе и на поверхности входного окна ЭИК. Однако при взаимодействии рентгеновского излучения



**Рис.3.** Зависимость отношения ионизационного тока ЭИК к зазору между электродами в зависимости от величины зазора для рентгеновского излучения различного «качества».

с очень низкими энергиями со средой возникающие вторичные электроны имеют очень низкую энергию и, соответственно, небольшие пробеги в воздухе. В этом случае нет равновесия вторичных заряженных частиц, и принцип Брэгга-Грея неприменим. Процедура перехода от поглощенной дозы в воздухе к поглощенной дозе в воде подробно изложена в работе [9]. Для реализации этой процедуры необходимо знание энергетического спектра рентгеновского излучения и усредненных по спектру излучения массовых коэффициентов поглощения для воды и воздуха. Энергетические спектры для конкретных условий измерений на рентгеновском аппарате Isovolt Titan E рассчитывались по программе SpekryWeb (Spekry ver.2.0.8). Для этих спектров рассчитывались усредненные значения массовых коэффициентов поглощения  $\mu_{en}/\rho$ . Относительная стандартная неопределенность массовых коэффициентов поглощения для легкоатомных материалов оценивается в 2% для энергий менее 10 кэВ и в 1% для энергий в диапазоне

10–100 кэВ. Однако отношения усредненных значений  $\mu_{en}/\rho$  для двух материалов вода–воздух оценивается в 0,5% для энергий в диапазоне 10–100 кэВ и 1% для энергий менее 10 кэВ [9].

### Заключение

В результаты исследований было установлено, что разработанная экстраполяционная ионизационная камера, вмонтированная в твердотельный фантом, позволяет воспроизводить мощность поглощенной дозы в воде в энергетическом диапазоне эффективных энергий рентгеновского излучения от 5 до 100 кэВ. При эффективной энергии выше 25 кэВ используются дополнительные слои из тканеэквивалентного материала для достижения электронного равновесия. Относительная неопределенность результатов воспроизведения мощности поглощенной дозы в воде оценивается в 2,5% для эффективной энергии рентгеновского излучения менее 10 кэВ и в 1,5–2,0 % в диапазоне энергий 10–100 кэВ.

### Литература

1. ICRU – Report 14 Radiation Dosimetry: X-Rays and Gamma Rays with Maximum Photon Energies Between 0,6–50 MeV.
2. РД 50-691-89. Поглощенные дозы фотонного (1–50 МэВ) и электронного (5–50 МэВ) излучений в лучевой терапии. Методы определения. М., 1990.
3. IPEMB Code of Practice for the determination of absorbed dose for X-rays below 300 kV generation potential (0,035 mm Al – 4 mm Cu HVL; 10–300 kV generation potential), *Phys. Med. Biol.* 41, 1996.
4. Берлянд А.В. Государственный первичный эталон единиц поглощенной дозы и мощности поглощенной дозы фотонного, электронного, протонного излучений и в пучках ионов углерода, количества, флюенса, плотности потока и энергии частиц в пучках протонов и тяжелых заряженных частиц ГЭТ 38-2024 // Измерительная техника. 2024. № 73(9). С. 12-18.
5. Берлянд А.В., Берлянд В.А. Воспроизведение мощности поглощенной дозы фотонного излучения в графите с помощью графитовой экстраполяционной камеры в графитовом фантоме // АНРИ. 2014. № 1(76). С. 56-59.
6. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical reports series № 398. IAEA, Vienna, 2024.
7. U. Chica, M. Anguiano, A.M. Lallena, «Study of the formalism used to determine the absorbed dose for low-energy X-ray beams», *Phys. Med. Biol.*, no. 53. pp. 6963-6977, 2008.

8. H.-J. Selbach, H.-M. Kramer, W.S. Culberson. «Realization of reference air-kerma rate for low-energy photon sources», *Metrologia*, no. 45, pp. 422-428, 2008.
9. T. Schneider, B. Lange, H.-J. Selbach, «Towards a determination of the absorbed dose to water in water for low-energy photon-emitting brachytherapy seeds», *Metrologia*, no. 44, pp. 407-414, 2007.
10. Берлянд А.В., Берлянд В.А. Методическое обеспечение дозиметрии для целей лучевой терапии // Альманах современной метрологии. 2019. № 3(19). С. 54-57.

## An Extrapolation Ionization Chamber in a Solid-State Phantom for Reproducing the Absorbed Dose of Low-Energy X-Ray Radiation

Berlyand Alexander, Berlyand Vladimir, Koltsov Kirill (Russian Metrological Institute of Technical Physics and Radio Engineering, Mendeleevo, Moscow region, Russia)

**Annotation.** Accurate determination of the absorbed dose in biological tissue or in water used as its equivalent is a prerequisite for radiation therapy (remote or brachotherapy) using low-energy gamma sources or X-rays. The article describes the research results of the developed extrapolation ionization chamber with a thin entrance window mounted in a solid-state phantom.

**Keywords:** *extrapolation ionization chamber, absorbed dose, X-ray radiation, phantom.*

*А.В.Берлянд (н.с.), В.А.Берлянд (к.т.н., в.н.с.), К.А.Кольцов (инж.)*

*Всероссийский научно-исследовательский институт физико-технических и радиотехнических измерений, пос. Менделеево Московской обл.*

*Контакты: тел. (495) 660-17-44; sander.00007@gmail.com.*