DOI: 10.37414/2075-1338-2026-126-3-57-63 УДК 539.12.08 : 615.849.1539.1.074

Разработка методов и средств определения мощности поглощенной дозы в воде от брахитерапевтических источников с учетом реальных спектров излучения

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

В статье представлена разработанная методика измерений мощности поглощенной дозы в воде от брахитерапевтических источников фотонного излучения. Предложенный подход основан на переходе от измерений поглощенной дозы с применением графитового калориметра к дозе в воде с использованием специальных фантомов и ионизационных камер. Особенностью метода является применение уточненных коэффициентов перехода с учетом реального энергетического спектра излучения и расчет поправок, учитывающих разницу в условиях измерений в графите и в воде, методом Монте-Карло. Разработанное решение позволяет достичь значений расширенной неопределенности в 1,2% (для источников с энергиями фотонов более 100 кэВ) и 3,2% (для источников с энергиями фотонов менее 100 кэВ). А при передаче размера единицы – с расширенными неопределенностями не более 3% и не более 5% соответственно. Результаты работы имеют практическое значение в рамках совершенствования метрологического обеспечения лучевой терапии.

Ключевые слова: *брахитерапия, мощность поглощенной дозы в воде, графитовый калориметр, ионизационная камера, передача размера единицы, неопределенность измерений, метрологическое обеспечение, лучевая терапия.*

Значение поглощенной дозы при брахитерапии определяется различными способами. Традиционно в брахитерапии калибровка источников выполняется посредством измерения мощности кермы в воздухе на стандартном расстоянии 1 м от источника в свободном пространстве (RAKR). Этот метод опирается на косвенное определение дозы в воде: измеренная в воздухе керма переводится в поглощенную дозу в воде с применением переходного коэффициента (дозовая постоянная Λ). Однако такой косвенный подход вносит существенную неопределенность. Постоянная Λ для каждого типа источника определяется на основе комбинации методов: измерения с помощью ионизационных камер или ТЛД и моделирование Монте-Карло,

затем усреднение результатов дает консенсусное значение Λ (consensus dataset). Стандартная неопределенность этих величин может достигать 4,8% (k = 1), то есть расширенная неопределенность 9–10% (при k = 2) [1–3]. Именно она доминирует в бюджете неопределенности при определении дозы в воде, полученной через керму.

Таким образом, даже если сам RAKR можно измерить достаточно точно, итоговая погрешность дозы для пациента определяется главным образом неопределенностью значений Λ. Для низкоэнергетических фотонных источников ситуация усугубляется: например, для источника ^{125}I расширенная неопределенность прямого измерения мощности кермы в воздухе может достигать 3,8% (k = 2), что затем транслируется в большую неопределенность при расчете дозы в воде. В результате обеспечить требуемую [4] для целей лучевой терапии точность таким методом затруднительно.

Цели исследования

Конечной целью является определение поглощенной дозы в воде в условиях, максимально приближенных к условиям брахитерапии. Реализация воспроизведения единицы поглощенной дозы калориметрическим способом непосредственно в водной среде сопряжена с рядом факторов, которые сильно усложняют подготовку и проведение калориметрических измерений на малых расстояниях от источника, таких как сложность термоизоляции измерительной ячейки от самонагрева капсулы, возникновение конвективных тепловых потоков в жидкой среде и высокая зависимость теплового дефекта от степени чистоты воды [5–8].

С учетом описанных факторов целесообразна разработка метода, основанного на измерении мощности поглощенной дозы в графите с последующим переходом от поглощенной дозы в графите к поглощенной дозе в воде.

Целью настоящего исследования является разработка и обоснование методики измерений, предназначенной для определения мощности поглощенной дозы в воде от брахитерапевтических источников фотонного излучения путем прямого перехода от поглощенной дозы в графите в условиях, максимально приближенных к условиям брахитерапии.

Для достижения указанной цели были поставлены и решены следующие задачи:

- разработка методов и средств перехода от поглощенной дозы в графите к поглощенной дозе в воде с использованием спроектированных графитовых и водных (твердотельных) фантомов и ионизационных камер;
- определение коэффициентов перехода от дозы в графите к дозе в воде, учитывающих различия в энергетическом спектре излучения и базирующихся на применении массовых коэффициентов поглощения энергии, уточненных для брахитерапевтических источников;
- оценка составляющих неопределенности результатов измерений при определении мощности поглощенной дозы в воде от брахитерапевтических источников.

Методы

Реализуемый метод измерений основан на определении мощности поглощенной дозы в графите с последующим переходом к мощности поглощенной дозы в воде с помощью ионизационных камер и специализированного набора фантомов со вставками. Для решения данной задачи был реализован поэтапный подход. На первом этапе осуществляется прямое измерение дозы в графите: брахитерапевтический источник помещается в графитовый калориметр концентрической конструкции, что позволяет с высокой точностью определить поглощенную дозу. На втором этапе выполняется калибровка ионизационной камеры. Для этих целей были спроектированы специальные

фантомы – графитовый и водный. Материалом для изготовления графитового фантома служит высокочистый графит с однородностью распределения плотности не хуже 0,05%, что обеспечивает минимальное искажение спектрального состава излучения. Конструкция водного фантома представляет собой куб из водоэквивалентного материала. Сначала источник и ионизационная камера помещаются в графитовый фантом, а затем в водный. Процедура калибровки проводится в условиях, обеспечивающих подобие спектра и геометрии излучения для измерений в графите и воде (рис.1). Для обеспечения воспроизводимой геометрии используются специальные вставки, они обеспечивают совпадение осей «источник–ионизационная камера» и фиксируют расстояние между ними. Используются вставки, при изготовлении которых были выдержаны следующие допуски: для диаметра посадочного гнезда камеры ±0,01 мм; для диаметра канала под источник ±0,01 мм; линейный размер между осями отверстий ±0,02 мм. Для каждого радионуклида применяется соответствующий набор вставок для графитового и водного фантомов с расстояниями $r_{Гi}$ и r_{Bi}, обеспечивающх эквивалентность геометрии измерений для графитового и водоэквивалентного фантомов для данного радионуклида (i), соответствующей геометрии измерений в калориметре.

Переход к поглощенной дозе в воде осуществляется по следующему соотношению:

$$D_B = D_Г \frac{I_B}{I_Г} \frac{(\mu_{en}/\rho)_B}{(\mu_{en}/\rho)_Г} p_{B,Г} ,$$

где $D_Г$ – мощность поглощенной дозы в графите, полученная по результатам измерений ионизационной камерой, откалиброванной с помощью графитового калориметра; $I_B / I_Г$ – отношение ионизационных токов камеры в водном и графитовом фантомах; $(\mu_{en}/\rho)_B / (\mu_{en}/\rho)_Г$ – отношение массовых коэффициентов поглощения энергии для воды и графита; $p_{B,Г}$ – поправка на замещение воды графитом.

Поправка $p_{B,Г}$ отражает влияние различий между средами на величину поглощенной дозы. Она представляет собой произведение $p_{B,Г} = \Psi_{B,Г}\beta_{B,Г} \cdot \Psi_{B,Г}$ – поправка на возмущение поля фотонного излучения, учитывающая различие флюенса и энергетических спектров первичных и рассеянных фотонов в эквивалентных точках водного и графитового фантомов, обусловленное разницей эффективных атомных номеров и транспортных характеристик этих сред. Для минимизации различий в спектральном составе и флюенсе фотонов

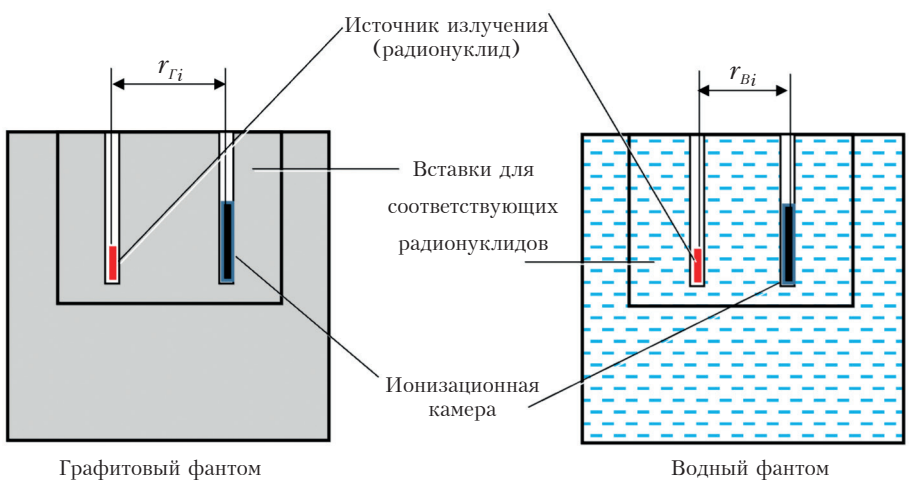

Рис.1. *Процедура определения поглощенной дозы в воде.*

в точке измерения графитовый и водный фантомы спроектированы с использованием метода эквивалентных глубин, обеспечивающего максимальное подобие полей излучения (за счет сменных вставок для ионизационных камер). Благодаря этому конструктивному решению значение поправки $\Psi_{B,Г}$ стремится к единице. Однако в связи с различием эффективных атомных номеров воды и графита (что критично для спектров с высокой долей низкоэнергетических квантов, где преобладает фотоэлектрическое поглощение) остаточные различия в энергетических спектрах фотонов $\Phi(E)$ рассчитываются методом Монте-Карло (Geant4) и учитываются коэффициентом $\Psi_{B,Г}$.

Коэффициент $\beta_{B,Г}$ представляет собой отношение $\beta_B / \beta_Г$, учитывающее различие в переносе вторичных электронов и степени нарушения локального электронного равновесия в водной и графитовой средах. Для низкоэнергетических источников пробег вторичных электронов пренебрежимо мал, что обеспечивает условия полного электронного равновесия в обеих средах ($\beta_{B,Г} = 1$). Для высокоэнергетических брахитерапевтических источников имеет место переходное электронное равновесие, однако различия транспортных характеристик вторичных электронов в воде и высокочистом графите минимальны. В связи с этим, значение отношения $\beta_{B,Г}$ для всего рассматриваемого диапазона энергий принимается равным 1 с включением соответствующей составляющей неопределенности (в совокупности с составляющей неопределенности $\Psi_{B,Г}$, не превышающей 0,1%) в общий бюджет погрешности при переходе от графита к воде.

Для низкоэнергетического рентгеновского излучения в силу высокой зависимости от энергии массовых коэффициентов поглощения энергии (в диапазоне до 100 кэВ) был применен усовершенствованный метод восстановления спектра. Это позволило осуществить расчет взвешенных по реальному спектру рентгеновского излучения массовых коэффициентов поглощения энергии:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{эф} = \frac{\int \Phi(E)\cdot(\mu_{en}/\rho)(E)dE}{\int \Phi(E)dE},$$

где $\Phi(E)$ – энергетический спектр фотонов, а значения $(\mu_{en}/\rho)(E)$ заимствованы из открытых баз данных [9].

Результаты

На основании проведенных исследований метрологических характеристик разработанной методики была выполнена оценка суммарной неопределенности результатов измерений мощности поглощенной дозы в воде. Основные составляющие бюджета неопределенности приведены в табл.1.

Табл.1. *Составляющие неопределенности измерений мощности поглощенной дозы в воде.*

Составляющие неопределенности	u_{0A},%	u_{0B},%
Отношение массовых коэффициентов поглощения энергии, $(\mu_{en}/\rho)_B / (\mu_{en}/\rho)_Г$		0,1[1] 1,5[1]
Поправка на замещение воды графитом ($p_{BГ}$)		0,1
Определение отношения ионизационных токов	0,05	0,05
Определение поглощенной дозы в графите	0,4	0,35
Суммарная неопределенность	0,6[1] 1,6[2]	
Расширенная неопределенность (k = 2)	1,2[1] 3,2[2]	

[1] – для источников с энергиями фотонов более 100 кэВ
[2] – для источников с энергиями фотонов менее 100 кэВ

Анализ результатов

Анализ полученных результатов показывает, что предложенная методика перехода от поглощенной дозы в графите к дозе в воде позволяет существенно повысить точность дозиметрического обеспечения брахитерапии по сравнению с традиционными косвенными методами. Согласно общепринятому протоколу AAPM TG-43 [10] основным источником погрешности является дозовая постоянная Λ, расширенная неопределенность которой может достигать 9–10%. Реализованный в работе подход, включающий калориметрическое воспроизведение дозы в графите и последующий переход к поглощенной дозе в воде с помощью фантомов со специальными вставками для разных источников, позволяет достичь значения расширенной неопределенности в 1,2% (для источников с энергиями фотонов более 100 кэВ) и 3,2% (для источников с энергиями фотонов менее 100 кэВ). А при передаче размера единицы – с расширенными неопределенностями не более 3% и не более 5% соответственно.

Анализ результатов для низкоэнергетического излучения (в том числе от рентгеновских аппаратов) показывает, что отношение массовых коэффициентов поглощения энергии $(\mu_{en}/\rho)_B/(\mu_{en}/\rho)_Г$ для таких источников может достигать значений 2,36–2,46. Сильная зависимость этих коэффициентов от спектрального состава в диапазоне энергий до 100 кэВ подтверждает целесообразность применения предложенного усовершенствованного метода восстановления спектра. Оценка составляющих неопределенности (табл.1) указывает на различие в структуре бюджета погрешностей для разных типов излучения. Для нуклидов с энергией выше 100 кэВ доминирующим фактором остается воспроизведение дозы в графите калориметрическим методом, в то время как неопределенность отношения коэффициентов поглощения минимальна (0,1%). Напротив, для низкоэнергетического излучения основным вкладом в неопределенность (1,5%) становится именно расчет отношения $(\mu_{en}/\rho)_B/(\mu_{en}/\rho)_Г$, что обусловлено сложностью учета энергетического распределения фотонов в точке измерения. Применение разработанных графитового и водного фантомов обеспечивает близость геометрических условий облучения и подобие спектрального распределения фотонов. Выбор эквивалентных глубин измерения, обоснованный результатами моделирования и реализованный путем применения вставок для разных типов источников, позволил минимизировать значения поправки на замещение $p_{BГ}$. Таким образом полученные результаты доказывают утверждение о том, что разработанный подход в сочетании с уточненными методами расчета массовых коэффициентов обеспечивает определение мощности поглощенной дозы в воде с точностью, удовлетворяющей требованиям современной радиационной медицины и превосходящей существующие аналоги.

Заключение

В результате проведенного исследования разработана методика измерения мощности поглощенной дозы в воде для источников фотонного излучения, применяемых при брахитерапии. В основе предложенного решения лежит экспериментальный переход от поглощенной дозы в графите к дозе в воде с использованием специально спроектированных графитового и водного фантомов, а также откалиброванных ионизационных камер.

Для обеспечения достоверности метода было выполнено определение коэффициентов перехода, учитывающих различия в энергетическом спектре излучения двух сред и вклад вторичных электронов. Применение массовых коэффициентов поглощения энергии, уточнен-

ных и взвешенных для специфических брахитерапевтических условий (особенно для спектров с высокой долей низкоэнергетических квантов), позволило минимизировать систематические погрешности.

Полученные результаты имеют практическую значимость: они могут быть применены для калибровки рабочих (клинических) ионизационных камер и источников и внедрены в повседневную деятельность медицинских физиков в терапевтических организациях.

Литература

1. **T. Sander, «Air kerma and absorbed dose standards for reference dosimetry in brachytherapy»,** *The British Journal of Radiology*, **vol. 87, № 1041, doi 20140176, 2014.**
2. **M.J. Rivard, F. Ballester, W.M. Butler, «Supplement 2 for the 2004 update of the AAPM Task Group no. 43 Report: Joint recommendations by the AAPM and GEC ESTRO»** *Medical Physics*, **vol. 44, no. 9, 2017. URL: https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.12430 (дата обращения: 13.08.2025).**
3. **M. Bovi, M. Capogni, C. Caporali etc. «Ionizing radiation metrology in cancer radiation therapy»,** *ENEA-INMRI Energia, Ambiente e Innovazione*, **pp. 1-13, 2012.**
4. **Берлянд А.В., Берлянд В.А. Методическое обеспечение дозиметрии для целей лучевой терапии// Альманах современной метрологии. 2019. № 3(19).**
5. **N.V. Klassen, C.K. Ross, «Water calorimetry: A correction to the heat defect calculations: Water calorimetry»,** *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, **vol. 107, no. 2, pp. 171, 2002.**
6. **P.P. Panta, «Thermal defects of water, graphite and polystyrene affecting calorimetric response», IAEA-SM-350/40. Vienna: IAEA, 1997. URL: https://www.researchgate.net/publication/325685774_Thermal_defects_of_water_graphite_and_polystyrene_affecting_calorimetric_response (дата обращения: 18.06.2025).**
7. **A. Sarfehnia, J. Seuntjens, «Sci-Fri AM(2): Brachy-02: Realizing Absorbed Dose Directly for HDR Ir-192 Brachytherapy: Water Calorimetry and comparison to Ion Chamber, Gafchromic Film, and TG-43: Sci-Fri AM(2)»,** *Medical Physics*, **vol. 36, no. 9, part 3. pp. 4323–4323.**
8. **A. Sarfehnia, I. Kawrakow, J. Seuntjens, «Direct measurement of absorbed dose to water in HDR I-192r brachytherapy: Water calorimetry, ionization chamber, Gafchromic film, and TG-43: Dose to water measurement in Ir-192 brachytherapy: Direct measurement of absorbed dose to water in HDR I-192r brachytherapy»,** *Medical Physics*, **vol. 37, no. 4, pp. 1924–1932, 2010.**
9. **NIST: X-Ray Mass Attenuation Coefficients – Carbon, Graphite. URL: https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z06.html (дата обращения: 12.06.2025).**
10. **M.J. Rivard, Update of AAPM Task Group no. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, vol. 31, no. 3.**

Development of Methods and Tools for Determining the Absorbed Dose Rate in Water from Brachytherapy Sources Taking into Account Actual Radiation Spectra

Berlyand Alexander
FSUE «VNIIFTRI», Mendeleyevo village, Moscow region, Russia

***Abstract*. The article presents a developed methodology for measuring the absorbed dose rate to water from brachytherapy photon radiation sources. The proposed approach is based on the transition from absorbed dose measurements using a graphite calorimeter to the dose to water using special phantoms and ionization chambers. A key feature of the method is the application of refined conversion factors that consider the actual energy spectrum of the radiation, along with the calculation of correction factors accounting for the differences in measurement conditions between graphite and water using the Monte Carlo method. The developed solution makes it possible to achieve expanded uncertainty values of 1.2% (for sources with photon energies above 100 keV) and 3.2% (for sources with photon energies below 100 keV). When disseminating the unit, the expanded uncertainties are no more than 3% and 5%, respectively. The results of the work have practical significance for improving the metrological assurance of radiation therapy.**

Keywords: *brachytherapy, absorbed dose rate to water, graphite calorimeter, ionization chamber, unit dissemination, measurement uncertainty, metrological assurance, radiation therapy.*

А.В.Берлянд (к.т.н., нач.лаб.)
Всероссийский научно-исследовательский институт физико-технических и радиотехнических измерений, пос. Менделеево Московской обл.

Контакты: +7 (495) 660-17-44, sander.00007@gmail.com.