

*В этом номере журнала продолжаем публикацию подборки статей специалистов одного из ведущих метрологических институтов России — Всероссийского научно-исследовательского института физико-технических и радиотехнических измерений, отметившего в феврале этого года свой юбилей — 55 лет со дня основания (начало подборки см. журнал «Измерительная техника» № 1, 2010 г.)*

539.1.08:389.14

## Государственный первичный эталон единиц мощности поглощенной дозы фотонного и электронного излучений, его совершенствование и результаты ключевых сличений

А. В. БЕРЛЯНД, В. А. БЕРЛЯНД, Ю. И. БРЕГАДЗЕ

*Всероссийский научно-исследовательский институт физико-технических и радиотехнических измерений, Менделеево, Россия, e-mail: sander\_2001@mail.ru*

*Рассмотрено современное состояние государственного первичного эталона поглощенной дозы фотонного и электронного излучений. Приведены результаты ключевых сличений эталона ВНИИФТРИ с эталоном МБМВ в 2001 и 2009 гг.*

**Ключевые слова:** эталон, калориметр, ионизационная камера, фотонное и электронное излучения, ключевые сличения, мощность поглощенной дозы.

*The article considers the recent state of the national primary standard of absorbed dose and absorbed dose rate for photon and electron ionizing radiation. The results of key comparisons of standards of VNIIFTRI and BIPM, which took place at the BIPM in 2001 and 2009, are presented.*

**Key words:** primary standard, calorimeter, ionization chamber, photon and electron ionizing radiations, key comparisons, absorbed dose rate.

Лучевая терапия с использованием радионуклидных источников (в основном  $^{60}\text{Co}$ ), ускорителей тормозного и электронного излучений, а также рентгеновского излучения является одним из двух наиболее эффективных методов лечения онкологических заболеваний. Успех лучевой терапии зависит от точности, с которой облучаемый орган получает заданную дозу излучения. Считается, что доза излучения в опухоли не должна отличаться от назначенной более чем на 5 %. Это обуславливает очень высокие требования к точности измерения доз излучения в медицинской практике и соответственно к системе метрологического обеспечения этих измерений.

Во главе системы метрологического обеспечения дозиметрии в лучевой терапии, радиационной технологии, технике радиационной безопасности и других областях применения ионизирующих излучений находится государственный первичный эталон поглощенной дозы фотонного и электронного излучений ГЭТ 38—95 [1]. Важно поддержание, совершенствование эталона, а также подтверждение его метрологических характеристик путем международных сличений.

Калибровку терапевтических дозиметров в нашей стране на протяжении нескольких последних десятилетий выполняли с помощью первичного и вторичных эталонов поглощенной дозы, в то время как в большинстве других стран использовали эталоны экспозиционной дозы или кер-

мы. И только опубликованный в 2000 г. технический доклад МАГАТЭ TRS-398 [2] также рекомендовал использовать для этих целей эталоны поглощенной дозы в воде. Воспроизведение единиц поглощенной дозы и мощности поглощенной дозы осуществляется абсолютным калориметрическим методом. В лучевой терапии необходимо определять поглощенную дозу в биологической ткани или воде, являющейся «дозиметрическим» эквивалентом биологической ткани. Однако вода — не очень подходящий материал для поглопителя калориметра, главным образом, из-за того, что в ней под действием излучения происходят радиационно-химические реакции. В результате этих реакций выделяется или поглощается дополнительное количество теплоты, причем это количество зависит от чистоты воды, количества растворенного в ней кислорода и водорода. Поэтому в первичном эталоне, как и в национальных эталонах большинства стран, единица поглощенной дозы воспроизводится в графите — в определенной точке графитового фантома. Графит обладает высокой теплопроводностью, в нем практически вся поглощенная энергия излучения выделяется в виде теплоты, а энергией, затрачиваемой на радиационно-химические реакции и смещение атомов, можно пренебречь. Низкий атомный номер графита, близкий к эффективному атомному номеру биологической ткани или воды, а также высокая точность, с которой для графита определены коэффициенты

взаимодействия излучения, позволяют с минимальной потерей точности перейти от дозы в графите к дозе в воде.

Государственный первичный эталон представляет собой комплекс средств измерений и оборудования, который включает дифференциальный калориметр интегрального теплового потока; комплект квазиadiaбатических калориметров; графитовый и водный фантомы; полостные ионизационные камеры; радиационную установку больших мощностей доз (УБМД) с радионуклидным источником; ускоритель электронов — микротрон; измерительную и контрольную аппаратуру, а также вспомогательное оборудование: измерительные линейки, предназначенные для фиксирования аппаратуры на определенных расстояниях от источников излучения; платформу с кареткой для перемещения аппаратуры в пучке излучения; пульта управления.

**Метрологические характеристики эталона**

Диапазон мощностей доз . . . . .	$10^{-3} - 10$ Гр/с
Диапазон доз . . . . .	$10^{-1} - 10^3$ Гр
Неисключенный остаток систематической погрешности	$4 \cdot 10^{-3}$
Среднее квадратическое отклонение результата измерений	$2 \cdot 10^{-3}$
Диапазон энергий:	
фотонное излучение . . . . .	$0,66 - 50$ МэВ
электронное излучение . . . . .	$5 - 50$ МэВ

Калориметры являются основным элементом, от которого зависят метрологические характеристики эталона. Для перехода от поглощенной дозы в графите к дозе в воде необходимо знать дозу в определенной точке гомогенного графитового фантома. Центральным элементом калориметра служит поглотитель, по изменению температуры которого находят поглощенную дозу. Ее мощность в идеале должна быть одинаковой во всех точках поглотителя. Однако в пучке излучения мощность дозы меняется как по глубине фантома, так и в плоскости, перпендикулярной оси пучка. Поэтому поглотитель калориметра имеет форму диска, плоская поверхность которого перпендикулярна оси пучка излучения. Поглотитель калориметра, с одной стороны, должен быть достаточно маленьким, чтобы градиент дозы в пределах его размеров был незначительным, а с другой стороны — достаточно большим, чтобы вклад в дозу в графитовом поглотителе от других материалов был незначительным.

**Дифференциальный калориметр интегрального теплового потока.** Одиночный калориметр теплового потока

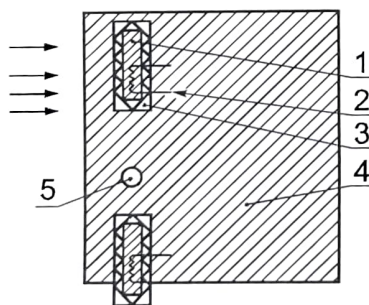


Рис. 1. Дифференциальный калориметр теплового потока:

- 1 — поглотитель; 2 — нагревательный элемент; 3 — термобатарея; 4 — графитовый фантом; 5 — отверстие для ионизационной камеры

(рис. 1) содержит поглотитель 1 в форме таблетки из графита диаметром 30 и толщиной 3 мм, внутрь помещен нагревательный элемент 2, предназначенный для градуировки калориметра с помощью электрического тока. Поглотитель окружен со всех сторон миниатюрной термобатареей 3, содержащей несколько сотен термопар, которая регистрирует тепловой поток между поглотите-

лем и оболочкой — графитовым фантомом 4, внутри которого и размещен калориметр. Принцип действия этого калориметра заключается в следующем. В стационарном режиме термоэлектродвижущая сила  $E$  термобатареи прямо пропорциональна мощности тепловыделения  $W$  в поглотителе калориметра независимо от теплоемкости поглотителя и распределения температур внутри него или на его поверхности:

$$E = NW,$$

где  $N$  — чувствительность калориметра по мощности тепловыделения.

Для того чтобы компенсировать влияние флуктуаций температуры окружающей среды и оболочки, используется дифференциальная схема соединения двух идентичных калориметров, помещенных в одну оболочку — массивный графитовый фантом размером  $400 \times 300 \times 300$  мм.

Мощность поглощенной дозы в графите в точке графитового фантома, совпадающего с центром поглотителя калориметра, определяется из соотношения

$$D = (E / NM_{эф}) \prod_i k_i,$$

где  $M_{эф}$  — эффективная масса поглотителя калориметра;

$\prod_i k_i$  — произведение поправочных множителей, учитывающих

градиенты мощности дозы в радиальном и аксиальном направлениях в пределах поглотителя калориметра, вклад рассеянного излучения в фоновый сигнал опорного калориметра и т. д.

**Квазиadiaбатический калориметр.** Схематически конструкция калориметра [3] представлена на рис. 2. Поглотитель представляет собой графитовый диск диаметром 20 и толщиной 2 мм. Внутри него вмонтированы два термистора, один служит для измерения температуры поглотителя, другой — для градуировки калориметра с помощью электрического тока. Поглотитель окружен тремя графитовыми оболочками. Первые две, ближайшие к поглотителю, играют роль теплового буфера между поглотителем и другими элементами калориметра, а третья (на рис. 2 не показана) термостатируется при температуре 300 К с погрешностью  $10^{-4}$  К. Все элементы калориметра разделены вакуумными зазорами шириной 0,5 мм. Калориметр размещен в графитовом фантоме диаметром 300 и высотой 300 мм.

Для определения поглощенной дозы в графите в точке, совпадающей с центром поглотителя, сравнивают изменение температуры поглотителя при радиационном и градуировочном нагревах с помощью электрического тока:

$$D = (I^2 R t / M_{эф}) \Delta R_{рад} / \Delta R_{эл} = (K / M_{эф}) \Delta R_{рад},$$

где  $I$  — ток, протекающий через нагревательный элемент поглотителя;  $R$  — сопротивление нагревателя;  $t$  — время выделения электрической мощности;  $\Delta R_{рад}$ ,  $\Delta R_{эл}$  — изменения сопротивления термистора поглотителя при облучении и градуировке электрическим током, соответственно;  $K$  — чувствительность калориметра.

Квазиadiaбатический калориметр используется для воспроизведения единиц поглощенной дозы и мощности поглощенной дозы фотонного ( $\gamma$ -излучения радионуклидов и тормозного излучения генерируемого ускорителем элект-

ронов) и электронного излучений. Соответствие единиц мощности поглощенной дозы, воспроизводимых калориметром теплового потока и квазиадиабатическим калориметром, устанавливается в поле  $\gamma$ -излучения  $^{60}\text{Co}$ . При несколько разном числе наблюдений (10 — для дифференциального калориметра теплового потока и 20 — для квазиадиабатического) обеспечивается равенство средних квадратических отклонений результата измерений, не превышающих  $2 \cdot 10^{-3}$ . Таким образом, эталону в целом приписываются метрологические характеристики, приведенные выше.

Радиационная установка УБМД создает в эталоне коллимированный пучок  $\gamma$ -излучения  $^{60}\text{Co}$ . В нее введен источник типа ГИК-9-4 с первоначальной активностью  $3 \cdot 10^{14}$  Бк ( $8 \cdot 10^3$  Ки). Калориметры с фантомами размещаются на платформе, перемещающейся на линейке длиной 9 м. Ускоритель электронов — микротрон — позволяет получать ускоренные электроны с энергией 5—25 МэВ и тормозное излучение с указанными граничными энергиями.

**Переход от поглощенной дозы в графите к дозе в воде для фотонного излучения.** Осуществляется с помощью толстостенной ионизационной камеры и в соответствии с теорией ионизации в полости [4, 5]. В толстостенной камере все электроны, достигающие полости, возникают в стенках камеры, изготовленной из одного, не важно какого, материала. Толстостенная ионизационная камера помещается сначала в точку графитового фантома, где мощность дозы измерена калориметром, а затем в водный фантом. Мощность поглощенной дозы в воде определяется из соотношения

$$D_v = D_{гр} I_{в, гр} (\bar{\mu}/\rho)_{в, гр} \beta_{в, гр} \rho_{в, гр}'$$

где  $D_v, D_{гр}$  — поглощенные дозы в воде и графите в реперной точке графитового фантома;  $I_{в, гр}$  — отношение ионизационных токов камеры в реперных точках водного и графитового фантомов;  $(\bar{\mu}/\rho)_{в, гр}$  — отношение массовых коэффициентов поглощения энергии для воды и графита, усредненных по действующему спектру фотонного излучения;  $\beta_{в, гр}$  — отношение поглощенной дозы к керме столкновений в реперных точках водного и графитового фантомов;  $\rho_{в, гр}'$  — поправочный коэффициент, учитывающий искажение энергетического флюенса фотонов в результате внесения в водный фантом ионизационной камеры.

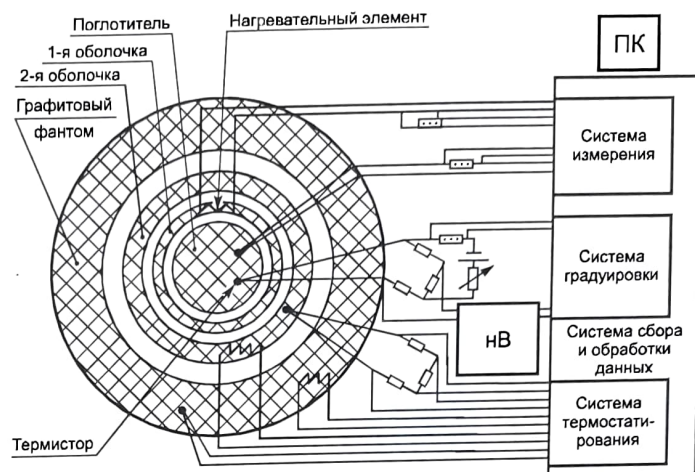


Рис. 2. Схематическая конструкция калориметра (ПК — персональный компьютер; НВ — нановольтметр)

**Переход от поглощенной дозы в графите к дозе в воде для электронного излучения.** Осуществляется с помощью ионизационной камеры. Ее сначала помещают в реперную точку графитового фантома, где мощность поглощенной дозы измерена калориметром. Затем камеру переносят в реперную точку водного фантома. В соответствии с модифицированной теорией полости Спенсера — Аттикса поглощенная доза в воде определяется из соотношения

$$D_v = D_{гр} (M_v / M_{гр}) (L_{в, возд} / L_{гр, возд}) \rho_{в, гр}'$$

где  $M_v, M_{гр}$  — ионизационный ток камеры в водном и графитовом фантомах;  $L_{в, возд}, L_{гр, возд}$  — ограниченные тормозные способности вода—воздух и графит—воздух соответственно в точках измерения.

**Ключевые сличения.** Ключевые сличения проводили на базе МБМВ (Международного Бюро мер и весов) в 2001 и 2009 гг. [7] косвенным методом с использованием двух полостных ионизационных камер, входящих в состав первичного эталона России в поле  $\gamma$ -излучения  $^{60}\text{Co}$ .

Таблица 1

Относительные стандартные неопределенности определения мощности поглощенной дозы в воде на эталоне МБМВ

Величина	Значение величины	$100u_{IA}$	$100u_{IV}$
Плотность сухого воздуха (0 °С, 101,325 кПа) $\rho_{возд}$	1,2930 кг · м <sup>-3</sup>	—	0,01
Отношение массовых коэффициентов поглощения энергии $(\bar{\mu}/\rho)_{в, гр}$	1,1125	0,01	0,14
Отношение массовых тормозных способностей $\bar{S}_{гр, возд}$	1,0030	—	0,11
Средняя энергия ионообразования на заряд $W/e$	33,97 Дж/Кл	—	—
Чувствительный объем	6,8810 см <sup>3</sup>	0,19	0,03
Сила ионизационного тока	—	—	0,02
Краткосрочная воспроизводимость (включая позиционирование и измерение тока)	—	0,02	—
Квадратическая сумма		0,20	0,21
Суммарная относительная стандартная неопределенность		0,29	

Таблица 2

Относительные стандартные неопределенности определения мощности поглощенной дозы в воде на эталоне ВНИИФТРИ

Величина	Значение величины	100 <i>u<sub>A</sub></i>	100 <i>u<sub>B</sub></i>
Отношение массовых коэффициентов поглощения энергии ( $\bar{\mu} / \rho$ ) <sub>в</sub> / ( $\bar{\mu} / \rho$ ) <sub>гр</sub>	1,1125	—	0,29
Поправка на замещение воды графитом $\rho_{в, гр}$	1,0089	—	0,10
Отношение поглощенной дозы к керме столкновений $\beta_{в} / \beta_{гр}$	1,0001	—	0,05
Поправка на положение камеры в графите	—	—	0,05
Поправка на положение камеры в воде	—	—	0,05
Отношение ионизационных токов	—	0,05	0,05
Неопределенность перехода от дозы в графите к дозе в воде		0,05	0,32
Неопределенность определения поглощенной дозы в воде		0,12	0,23
Квадратическая сумма		0,13	0,39
Суммарная относительная стандартная неопределенность мощности поглощенной дозы в воде $D_{в, вниифтри}$		0,41	

Первичный эталон МБМВ представляет собой графитовую полостную ионизационную камеру плоской геометрии [5]. Мощность поглощенной дозы в воде определяли в стандартных условиях ионометрическим способом с использованием выражения

$$\dot{D}_{в, МБМВ} = \frac{I}{m} \frac{W}{e} \bar{s}_{гр, возд} (\bar{\mu} / \rho)_{в, гр} \Psi_{в, гр} \beta_{в, гр} \prod_i K_i,$$

где  $I/m$  — ионизационный ток на единицу массы воздуха, измеренный эталоном;  $W$  — средняя энергия образования ионов в сухом воздухе;  $\bar{s}_{гр, возд}$  — отношение средних массовых тормозных способностей графита и воздуха;  $\Psi_{в, гр}$  — отношение потоков энергии фотонов;  $e$  — заряд электрона.

Стандартные условия установлены Консультативным комитетом по ионизирующим излучениям [6]: расстояние 1 м от источника до опорной плоскости (центра детектора); размер поля излучения 10×10 см в воздухе в опорной плоскости, мощность флюенса фотонов в центре каждой сторо-

ны квадрата составляет 50 % мощности флюенса фотонов в центре квадрата; опорная глубина в водном фантоме 5 г/см<sup>2</sup>.

В табл. 1, 2 приведены относительные стандартные неопределенности определения мощности дозы в воде на эталонах МБМВ и ВНИИФТРИ. Здесь и далее  $u_{iA}$  — относительные стандартные неопределенности типа А, оцениваемые статистическими методами,  $u_{iB}$  — относительные стандартные неопределенности типа В, оцениваемые другими методами.

При сличениях эталонов ВНИИФТРИ и МБМВ калибровочные факторы  $N_{D, в}$  для двух ионизационных камер находили из выражения

$$N_{D, в, лаб} = D_{в, лаб} / I_{лаб},$$

где  $D_{в, лаб}$ ,  $I_{лаб}$  — измеренные мощность поглощенной дозы в воде и сила ионизационного тока камеры.

Ионизационные камеры типа FC65-G калибровали во ВНИИФТРИ непосредственно до и после измерений в МБМВ (табл. 3). В обоих институтах камеры располагали так, что их оси были перпендикулярны оси пучка излучения.

Таблица 3

Относительные стандартные неопределенности калибровки ионизационных камер во ВНИИФТРИ по поглощенной дозе в воде

Величина	100 <i>u<sub>A</sub></i>	100 <i>u<sub>B</sub></i>
Поглощенная доза в графите	0,12	0,23
Поглощенная доза в воде (от поглощенной дозы в графите)	0,05	0,32
Сила ионизационного тока (показание электрометра)	0,03	0,17
Поправка на водозащитный чехол	—	0,03
Поправка на температуру и давление воздуха	—	0,04
Поправка на влажность воздуха	—	0,03
Длительность временного интервала	—	0,01
Квадратическая сумма	0,13	0,43
Суммарная относительная неопределенность $N_{D, в, вниифтри}$	0,45	

Таблица 4

Составляющие относительной стандартной неопределенности

Величина	ВНИИФТРИ		МБМВ	
	100 <i>u<sub>A</sub></i>	100 <i>u<sub>B</sub></i>	100 <i>u<sub>A</sub></i>	100 <i>u<sub>B</sub></i>
Мощность поглощенной дозы в воде	0,13	0,38	0,20	0,21
Ионизационный ток каждой камеры	0,03	0,18	0,02	0,02
Расстояние	—	0,01	—	0,05
Глубина в воде	—	0,05	—	—
Относительные стандартные неопределенности $N_{D, в, лаб}$				
Квадратическая сумма	0,13	0,44	0,20	0,22
Суммарная неопределенность	0,46		0,30	

Результаты сличений 2009 г.

Номер камеры FC65-G	$N_{D, в, \text{ВНИИФТРИ}}$ мГр/нКл (до калибровки в МБМВ)	$N_{D, в, \text{МБМВ}}$ мГр/нКл	$N_{D, в, \text{ВНИИФТРИ}}$ мГр/нКл (после калибровки в МБМВ)	$N_{D, в, \text{ВНИИФТРИ}}$ мГр/нКл (среднее значение)	$R_{D, в}$ отн. ед.	$u_c$ отн. ед.
767	47,476	47,589	47,476	47,476	0,9976	0,0043
1478	47,883	47,994	47,873	47,878	0,9976	0,0043
Среднее значение					0,9976	0,0043

Характеристики ионизационной  
камеры FC65-G

Внешний диаметр . . . . .	6,2 мм
Толщина стенки . . . . .	0,36 мм
Длина полости . . . . .	23,1 мм
Расстояние от края до эффективного центра . . . . .	13,0 мм
Длина электрода (Al) . . . . .	20,6 мм
Диаметр электрода (Al) . . . . .	1,0 мм
Объем воздушной полости . . . . .	0,65 см <sup>3</sup>
Материал стенки . . . . .	Графит
Плотность материала стенки . . . . .	1,8 г · см <sup>-3</sup>
Высокое напряжение отрицательной полярности . . . . .	300 В

В обоих институтах высокое напряжение 300 В подавали не менее чем за 30 мин до облучения камер. Измерения начинали после предварительного облучения камер дозой 12 Гр в течение как минимум 20 мин во ВНИИФТРИ и дозой 10 Гр в течение 30 мин в МБМВ. Ионизационный ток измеряли электродометром дозиметра ДКС-101 во ВНИИФТРИ и электродометром Keithley mod. 642 в МБМВ. Вносили поправку на ток утечки, которая для МБМВ и ВНИИФТРИ составляла соответственно около  $1 \cdot 10^{-5}$  и  $5 \cdot 10^{-6}$ . В течение серии измерений температура воды менялась не более чем на 0,01 °С в МБМВ и не более чем на 0,02 °С во ВНИИФТРИ. Силу ионизационного тока приводили к температуре 293,15 К и давлению 101,325 кПа. Поправка из-за различной относительной влажности воздуха в двух институтах составила 1,0003.

При проведении сличений в МБМВ каждую камеру вместе с водным фантомом устанавливали несколько раз в горизонтальном пучке  $\gamma$ -излучения и при каждой установке проводили серию из 30 наблюдений. Относительная стандартная неопределенность среднего значения ионизационного тока, измеренного каждой камерой в период калибровки, оценена в  $1 \cdot 10^{-4}$  для камеры № 767 и  $2 \cdot 10^{-4}$  для камеры № 1478.

Составляющие относительной стандартной неопределенности определения  $N_{D, в, \text{лаб}}$  и результатов сличений  $R_{D, в}$  приведены в табл. 4. Поглощенную дозу во ВНИИФТРИ и МБМВ определяют методами, которые в достаточной степени отличаются друг от друга, и вследствие этого они не коррелированы за исключением данных, использованных для расчета отношений массовых коэффициентов поглощения энергии. Следовательно, общая неопределенность результата сличений получается квадратичным суммированием неопределенностей  $D_{в, \text{МБМВ}}$  и  $D_{в, \text{ВНИИФТРИ}}$  с учетом описанной выше корреляции и вклада, вносимого использованием ионизационной камеры в качестве компаратора (неопределенностей измерения силы ионизационного тока и установки требуемого расстояния от источника до камеры).

Неопределенность отношения  $D_{в, \text{ВНИИФТРИ}} / D_{в, \text{МБМВ}}$  получается из бюджета неопределенностей обеих лабораторий с учетом неопределенностей, связанных с применением ионизационных камер. Поправки, возникающие при использовании отношения массовых коэффициентов поглощения энергии и поглощенной дозы к керме в методах обеих лабораторий, учитываются введением коэффициента  $f_k$ , равного 0,95 и 0,7 соответственно для каждой лаборатории, к корректируемой неопределенности  $u_{k, \text{кор}}$ :

$$u_{R, \text{лаб}}^2 = u_{c, \text{лаб}}^2 + u_{c, \text{МБМВ}}^2 - \sum (f_k u_{k, \text{кор}})^2_{\text{лаб}} - \sum (f_k u_{k, \text{кор}})^2_{\text{МБМВ}}$$

Результат сличений определяется выражением

$$R_{D, в} = N_{D, в, \text{ВНИИФТРИ}} / N_{D, в, \text{МБМВ}}$$

Согласно табл. 5 первичные эталоны поглощенной дозы ВНИИФТРИ и МБМВ согласуются ( $R_{D, в} = 0,9976$ ,  $u_c = 0,0043$ ) в пределах погрешности результата сличений [7]. В табл. 6 дано сравнение результатов сличений в 2001 и 2009 гг.

На рис. 3 показаны результаты сличений национальных эталонов разных стран с эталоном МБМВ. Неопределенности, указанные на графике, являются стандартными отклонениями для каждого результата сличений. Использованы следующие обозначения: BEV — Bundesamt fur das Eichund Vermessungswessen (Австрия); ARPANSA — Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency (Австралия); NRC — National Research Council (Канада); METAS — Office Federal de Metrologie et d'Accreditation (Швейцария); MKEH — Magyar Kereskedelmi Engedélyezési Hivatal (Венгрия); LNE-LNHB — Laboratoire National Henri Becquerel (Франция); PTB — Physikalisch-Technische Bundesanstalt (Германия); VSL — Van Swinden Laboratory (Нидерланды); ENEA — Ente per le Nuove Tecnologie, l'Energia e l'Ambiente (Италия); CNEA — Comision Nacional De Energia Atomica (Аргентина); IAEA — International Atomic Energy Agency (Австрия); ININ —

Таблица 6

Результаты сличений 2001 и 2009 гг.

Год	$u_{D, в i}$	$R_i$	$u_{Ri}$
2001	0,0044	0,9967	0,0043
2009	0,0044	0,9976	0,0043

## К юбилею института

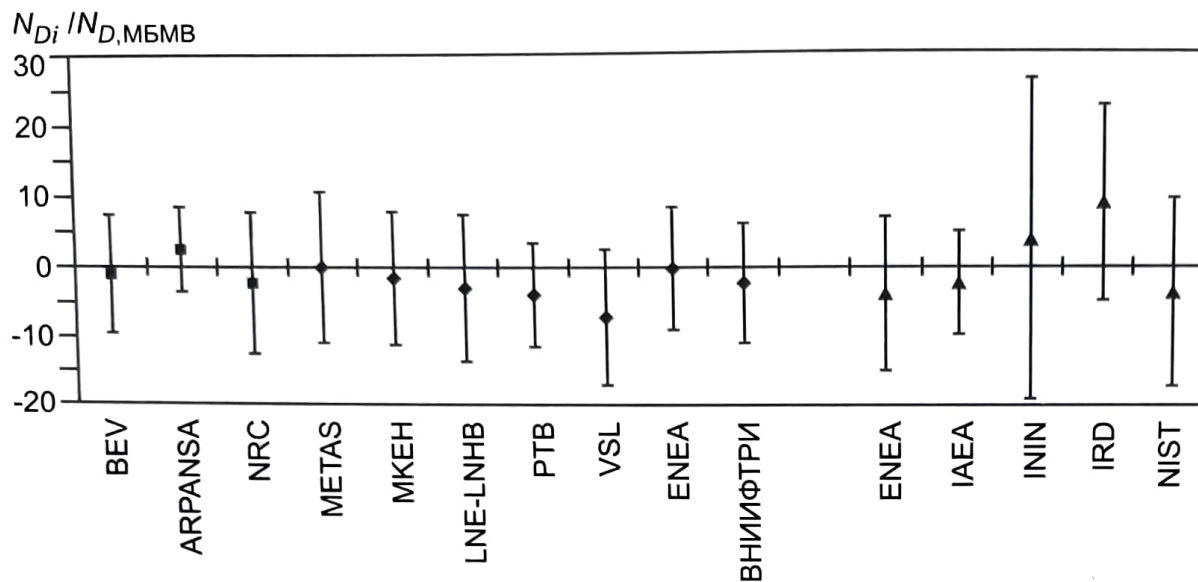


Рис. 3. Результаты сличений национальных эталонов разных стран с эталоном МБМВ:

- — результаты, полученные более 10 лет назад; ◆ — сличения VIPM.R1(1)-K4;  
▲ — сличения SIM.R1(1)-K4

Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (Мексика);  
IRD — Institut de Recherche pour le Développement (Франция);  
NIST — National Institute of Standards and Technology (США).

### Л и т е р а т у р а

1. Берлянд В. А., Брегадзе Ю. И. Государственный первичный эталон единицы мощности поглощенной дозы фотонного ионизирующего излучения // Измерительная техника. 1985. № 4. С. 5.
2. IAEA TRS-398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water.

3. Берлянд В. А., Брегадзе Ю. И. Водный калориметр для измерения мощности поглощенной дозы фотонного ионизирующего излучения // Измерительная техника. 1985. № 12. С. 44; V. A. Berlyand, Yu. I. Bregadze. Water calorimeter for measuring photon-radiation absorbed dose rates // Measurement Techniques. 1985. V. 28. N 12. P. 1100.

4. Берлянд В. А., Брегадзе Ю. И., Цуриев С.-М. Ш. Рабочий эталон единицы мощности поглощенной дозы фотонного ионизирующего излучения в воде // Измерительная техника. 1986. № 4. С. 51; V. A. Berlyand, Yu. I. Bregadze, S. M. Sh. Tsuriev. Working standard for unit of absorbed dose of photon ionizing radiation in water // Measurement Techniques. 1986. V. 29. N 4. P. 345.

5. Берлянд В. А., Брегадзе Ю. И. Определение поглощенной дозы фотонного и электронного излучений в среде применительно к задачам лучевой терапии // Измерительная техника. 1987. № 8. С. 58; V. A. Berlyand, Yu. I. Bregadze. Determining absorbed photon and electron radiation doses in a medium in application to radiotherapy // Measurement Techniques. 1986. V. 30. N 8. P. 820.

6. Boutillon M., Perroche A.-M. Ionometric determination of absorbed dose to water for cobalt-60 gamma rays // Phys. Med. Biol. 1993. V. 38. P. 439.

7. BIPM Com. Cons. Etalons Mes. Ray. Ionisants. Paris: Offilib, 1985, Section (1) 11. P. R45.

8. Allisi-Roberts P. J. e. a. Comparison of the standards of absorbed dose to water of VNIIFTRI, Russia and the BIPM for <sup>60</sup>Co rays. Rapport BIPM-03/09.

Дата принятия 10.12.2009 г.