

ВЛИЯНИЕ УСЛОВИЙ ИЗМЕРЕНИЙ И КОНСТРУКТИВНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ДЕТЕКТОРОВ ИВА НА КОЭФФИЦИЕНТЫ РАДИАЦИОННОГО ВЫХОДА МАЛЫХ ПОЛЕЙ

В.С. Пискунов¹, И.Г. Тарутин²

¹ Витебский областной клинический онкологический диспансер,
Витебск, Белоруссия

² Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, Минск, Белоруссия

Применение в онкологии современного диагностического оборудования позволяет выявлять опухолевые очаги малых размеров, а также обнаруживать отдаленные метастазы заболевания на ранней стадии их образования. В этих случаях появляется возможность отказаться от хирургических вмешательств, заменив их стереотаксической радиохирургией. При этом применяются поля облучения малых размеров, от менее 1 см до 4 см. В таких случаях возникает проблема подведения больших доз к очагам малых размеров. Заключается она в точности определения поглощенных доз, отпускаемых на мишени малых размеров. Возрастает сложность контроля качества дозиметрического сопровождения облучения при использовании различных радиотерапевтических аппаратов. Повышенные требования предъявляются и к используемым для измерений детекторам.

У данной работы несколько целей:

- 1) Исследование результатов измерений коэффициентов радиационного выхода с использованием пяти различных детекторов малых размеров.
- 2) Определение изменений коэффициентов радиационного выхода линейных ускорителей электронов при использовании коллимации пучка двух типов – шторками коллиматора и многолепестковым коллиматором (МЛК).
- 3) Исследование зависимости коэффициентов радиационного выхода от расстояния источник – поверхность (РИП), от глубины измерений и от типа детекторов.

Измерения проводились в фотонных пучках 6 МВ на линейном ускорителе TrueBeam. Использовались пять детекторов производства ИВА: два диодных детектора (PFD и SFD) и три ионизационные камеры (CC01, CC04 и CC13). Поля варьировались от 10×10 см до 1×1 см. Измерения производились при различных комбинациях: РИП=100 см и глубина =10 см, РИП=95 см и глубина =5 см. Поля формировались шторками коллиматора и МЛК.

Анализ полученных результатов позволил провести сравнение данных, полученных от каждого детектора при аналогичных комбинациях измерений. Исходя из анализа коэффициентов радиационного выхода, измеренных всеми пятью детекторами, были сделаны выводы о параметрах, влияющих на изменение коэффициентов радиационного выхода.

Ключевые слова: *лучевая терапия, малые поля, коэффициент радиационного выхода, ионизационная камера, диодный детектор*

DOI: 10.52775/1810-200X-2023-99-3-19-27

Введение

Применение в онкологии современного диагностического оборудования позволяет выявлять опухолевые очаги малых размеров, а также обнаруживать отдаленные метастазы заболевания на ранней стадии их образования. В этих случаях появляется возможность отказаться от хирургических вмешательств, заменив их стереотаксической радиохирургией. При этом применяются поля облучения малых размеров, от менее 1 см до 4 см.

В таких случаях возникает проблема подведения больших доз к очагам малых размеров. Заключается она в точности определения поглощенных доз, отпускаемых на мишени малых размеров. Возрастает сложность контроля качества дозиметрического сопровождения облучения при использовании различных радиотерапевтических аппаратов. Повышенные требования предъявляются и к используемым для измерений детекторам.

Малые фотонные поля предъявляют строгие требования к методике измерений и детекторам, необходимым для точного измерения поглощенной дозы в среде. Высокое пространственное разрешение, водный эквивалент детекторов, размер и тип детектора являются одними из основных факторов при выборе детекторов. Каждому типу детектора присущи свои характеристики. Бесчисленные эксперименты, проведенные за прошедшие годы, указывают на один факт: не существует идеального детектора, который измерял бы с одинаковой точностью, как малые, так и большие фотонные поля. Нельзя предполагать что детекторы, которые оптимально работают в больших полях, будут работать также хорошо и в малых полях. В этом исследовании используются детекторы компании IBA пяти типов для измерения коэффициентов радиационного выхода, чтобы получить истинную оценку. Таким образом, может быть выполнено подтверждение данных и проверка их согласованности для выявления ошибочных данных.

Материал и методы

Коэффициенты радиационного выхода (КРВ или Output Factors – OF) полей высокоэнергетических аппаратов для дистанционной лучевой терапии описывают относительное изменение дозы в зависимости от размера поля. Чем больше размер поля, тем больше становит-

ся доза в точке измерения. Коэффициент радиационного выхода определяется как отношение дозы в воде D_w для данного размера поля A на опорной глубине d к дозе в той же точке и глубине d для опорного размера поля A_{ref} [1]:

$$OF = D_w(A, d) / D_w(A_{ref}, d). \quad (1)$$

Измерения проводились на пучках фотонов 6 МВ линейного ускорителя TrueBeam №1324, производства фирмы Varian. Шторки вторичного коллиматора могут формировать размеры полей от самого большого поля 40×40 см до самого малого размера 0,5×0,5 см. За вторичным коллиматором находится многолепестковый коллиматор (МЛК), состоящий из 60 пар или 120 лепестков. В центре МЛК поле 20×20 см формируется лепестками шириной 0,5 см в изоцентре. Остальные лепестки имеют ширину в изоцентре 1 см. Используя МЛК в качестве коллиматора поля, можно сформировать поля от самого большого – размером 40×40 см до минимально малого поля, размеры которого будут ограничены шириной лепестков.

В исследованиях использовались три ионизационные камеры, СС01, СС04 и СС13, с различными чувствительными объемами и два диодных детектора, PFD и SFD, производства IBA Dosimetry. Ионизационные камеры СС01 и СС04 с чувствительным объемом малого размера специально разработаны для малых полей излучения. Ионизационная камера СС13 с объемом 0,13 см³ имеет наибольший объем из трех камер. Их характеристики представлены в табл. 1. Использовались также два диодных детектора р-типа, размеры активной области которых примерно одного порядка. Полупроводниковые детекторы IBA изготовлены из высоколегированного кремния р-типа. Их свойства описаны в технической документации [2]. Стереотаксический диодный детектор IBA для относительной дозиметрии представляет собой очень компактный, жесткий и долговечный полупроводниковый детектор на основе высоколегированного кремния р-типа (SFD Hi-pSi). Благодаря очень малому объему детектор обеспечивает очень высокое пространственное разрешение в пучке. При этом необходимо учитывать статистические эффекты из-за ограниченного числа событий ионизации в объеме детектора. Требования к электрометру также должны быть приняты во внимание, чтобы получить незашумленный и правильный сигнал, касающийся как электрического соединения,

Таблица 1

Характеристики ионизационных камер, использованных при измерениях

Свойства	Детектор	СС01	СС04	СС13
Чувствительный объем (см ³)		0,01	0,04	0,13
Размеры чувствительного объема		2,0 мм диаметр 3,6 мм общая длина 2,6 мм длина цилиндра	2,0 мм диаметр 3,6 мм общая длина 2,6 мм длина цилиндра	6,0 мм диаметр 5,8 мм общая длина 2,8 мм длина цилиндра
Чувствительность, нКл/Гр)		0,4	0,4	3,8
Материал стенки		РЕЕК	РЕЕК	РЕЕК
Толщина стенки, мм		0,5	0,4	0,4
Расстояние эффективной точки от кончика камеры, мм		2,3	2,3	3,5
Центральный электрод		Сталь 0,35 мм диаметр	Shonka (C-552) 1,0 мм диаметр	Shonka (C-552) 1,0 мм диаметр

Таблица 2

Характеристики диодных детекторов, использованных при измерениях

Свойства	Детектор	PFD	SFD
Тип кремниевого детектора		p-тип	p-тип
Активный объем, мм ³		0,0942	0,0113
Активная площадь, мм ²		3,14	0,2826
Толщина, мм		0,03	0,04
Чувствительность, нКл/Гр		30	4
Ориентация детектора		Параллельно пучку	Параллельно пучку
Эффективная точка измерения		<0,9 мм от поверхности	<0,9 мм от поверхности

так и времени интегрирования заряда [2]. Основные характеристики используемых в работе диодных детекторов приведены в табл. 2.

Для измерений использован автоматизированный водный фантом Blue Phantom производства IBA Dosimetry. Система Blue Phantom состоит из трехмерного сервомеханизма высокой точности и плексигласового водного резервуара. На горизонтальной рейке можно смонтировать держатели для различных детекторов. Для измерения коэффициентов радиационного выхода использовался электрометр DOSE-1.

Минимальными неточностями позиционирования обычно можно пренебречь при измерении в широких полях, поскольку детектор находится в широкой области однородной дозы. В случае малых фотонных полей градиент дозы может быть большим, и детектор вполне может быть расположен в узкой, неоднородной дозовой области, где выход пучка уменьшается из-за перекрытия полутени. Учитывая эти ограничивающие условия, очень важно обеспечить точное позиционирование детекторов при измерении малых полей. Поэтому в измерительной установке использовались тщательно

отработанные ранее и некоторые дополнительные процедуры для достижения высокой точности позиционирования.

При проведении измерений были соблюдены стандартные процедуры для определения правильного расположения сканирующего фантома с водой и детекторов, как рекомендовано в AAPM’s Task Group Report 106 (TG-106) [3]. Они включают в себя установку фантома в изоцентр линейного ускорителя, выравнивание фантома по уровню, установку правильного SSD, установку нулевой глубины. При установке нулевой глубины положение ионизационной камеры устанавливается таким образом, что ее центр разделяет поверхность воды (в случае с диодом его поверхность устанавливается по уровню воды), а затем положение детектора смещается до его эффективной точки измерения.

После того как все эти предварительные настройки были сделаны, выполнялось выравнивание центральной оси для точки измерения КРВ. Опция автоматического выравнивания, доступная в программном обеспечении, не использовалась. Процедура ручной настройки начинается с визуального позиционирования

детектора в изоцентре, что дает точность $\pm 0,5$ мм по осям X и Y. Затем были сняты профили по этим осям на глубинах 5 см и 10 см. На основании значений, полученных с помощью данных программного обеспечения, смещения по каждой оси были усреднены и скорректированы. Каждый детектор подвергался значительному предварительному облучению перед проведением измерений КРВ.

Что касается формирования поля, то в одном случае размеры поля формировались шторками коллиматора (JAWS). При этом МЛК находился в положении, в котором два противоположных ряда лепестков разделены максимально возможным расстоянием. Во втором случае, когда поля формировались МЛК – это те размеры поля, которые устанавливаются путем изменения положений лепестков. Шторки коллиматора в этом случае открывались до размера поля 20×20 см.

Измерения проводились на расстоянии от источника до поверхности $SSD=95$ см и 100 см, также менялась и глубина измерений – 5 см и 10 см. Для каждого детектора проводились измерения коэффициентов радиационного выхода в квадратных полях следующих размеров: 10×10 , 8×8 , 6×6 , 5×5 , 4×4 , 3×3 , 2×2 и 1×1 см. Каждое отдельное измерение повторялось три раза, в качестве результата бралось среднее значение.

Результаты и обсуждение

Результаты измерений коэффициентов радиационного выхода для каждого детектора и каждой конфигурации поля показаны на рис. 1–6. Все эти рисунки показывают один и тот же первичный результат: коэффициент радиационного выхода при заданном SSD и глубине увеличивается по мере увеличения размера поля, независимо от того, какой тип коллимации пучка используется. По мере увеличения размера поля увеличивается не только первичное излучение, но также увеличивается количество рассеянного излучения. Это приводит к более высокой ионизации, следовательно, к более высокой дозе, измеренной детекторами.

На рис. 1 показано, что для каждого детектора и при любом заданном размере поля измеренные КРВ для полей, сформированных с помощью МЛК, постоянно выше, чем у соответствующих измеренных КРВ для полей, сформированных шторками коллиматора при

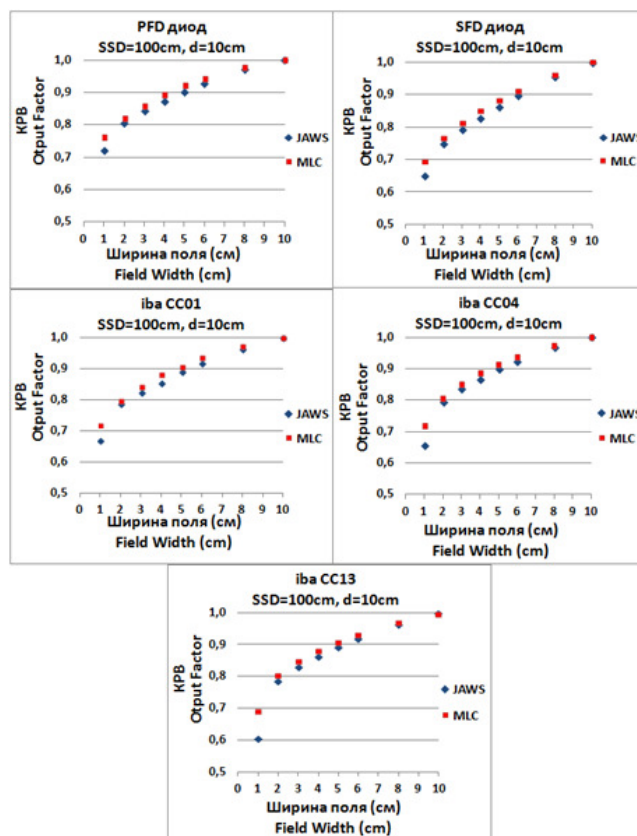


Рис. 1. Коэффициенты радиационного выхода, измеренные пятью детекторами на $SSD=100$ см и глубине 10 см при различных типах коллимации полей

$SSD=100$ см на глубине 10 см. Увеличение КРВ происходит из-за увеличения вклада рассеянного излучения для полей, сформированных с помощью МЛК, поскольку каждый лепесток в коллиматоре становится источником рассеянного излучения. Однако эта разница относительно небольшая и составляет менее 3 % для размеров поля 2×2 см и больше. Такая же тенденция наблюдается и при $SSD=95$ см и глубине 5 см.

Для прямого сравнения значений КРВ, измеренных при коллимации пучка обоих типов, используется соотношение значений КРВ для всех пяти детекторов. Это соотношение показано на рис. 2. Все детекторы показывают заметную разницу в коэффициентах радиационного выхода для размера поля 1×1 см. Различия для поля 1×1 см при $SSD=100$ см и глубине 10 см составляют 5,5, 6,4, 7,2, 9,7 и 14,2 % для диода PFD, диода SFD, ионизационной камеры CC01, CC04 и CC13 соответственно (рис. 2а). Эти различия немного меньше при

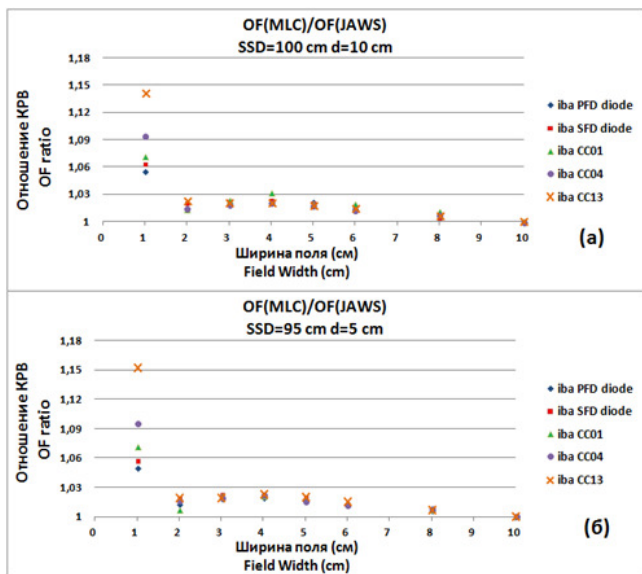


Рис. 2. Отношение измеренных КРВ при разной колликации пучков в зависимости от размера поля для пяти детекторов: (а) SSD=100 см, d=10 см и (б) SSD=95 см, d=5 см

SSD=95 см и глубине 5 см, кроме камеры CC13, где различие составляет 15,2 % (рис. 2б). Однако для размеров поля 2×2 см и больше отношение КРВ, измеренное всеми детекторами для всех конфигураций, отличается от единицы в пределах 3 %.

На рис. 3, где поля сформированы JAWS, показано, что при данном SSD и размере поля измеренный коэффициент радиационного выхода от каждого детектора больше на глубине 5 см, чем на глубине 10 см. Это верно для обоих случаев колликации. Данная тенденция наблюдается, поскольку на меньшей глубине существует более высокое электронное загрязнение пучка фотонов. На рис. 4, 5 показаны КРВ в зависимости от ширины поля, полученные всеми пятью детекторами. Можно видеть, что для квадратных полей 3×3 см и более, сформированных JAWS (при SSD=100 см, d=10 см), измеренные КРВ для четырех детекторов (кроме неэкранированного диодного детектора SFD, который имеет недостаточный отклик на малых полях) хорошо согласуются в пределах 2,2 % (рис. 4а). Для размера поля 1×1 см измеренные коэффициенты радиационного выхода показывают наибольший разброс среди всех детекторов.

Для полей, сформированных МЛК при SSD=100 см и d=10 см, наблюдается наибольшая разница между диодным детектором PFD и

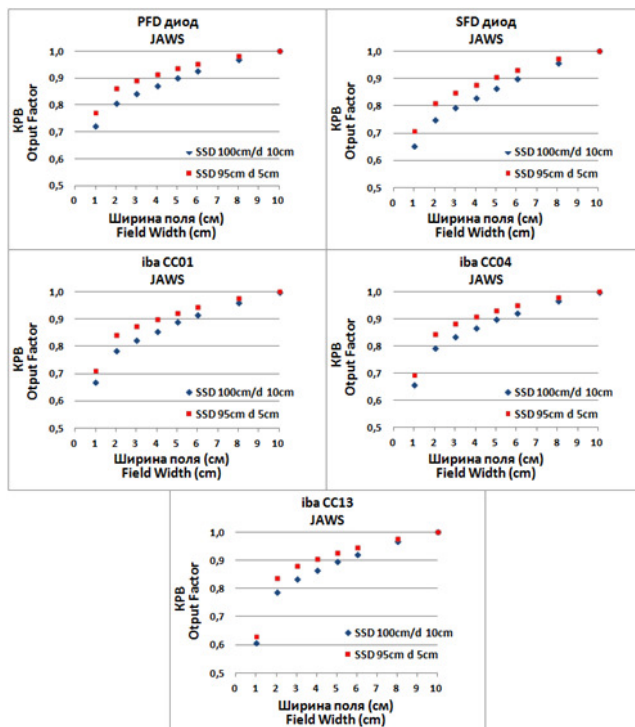


Рис. 3. КРВ в зависимости от размера поля, измеренные пятью детекторами при SSD=100 см / глубине 10 см и SSD=95 см / глубине 5 см для JAWS полей

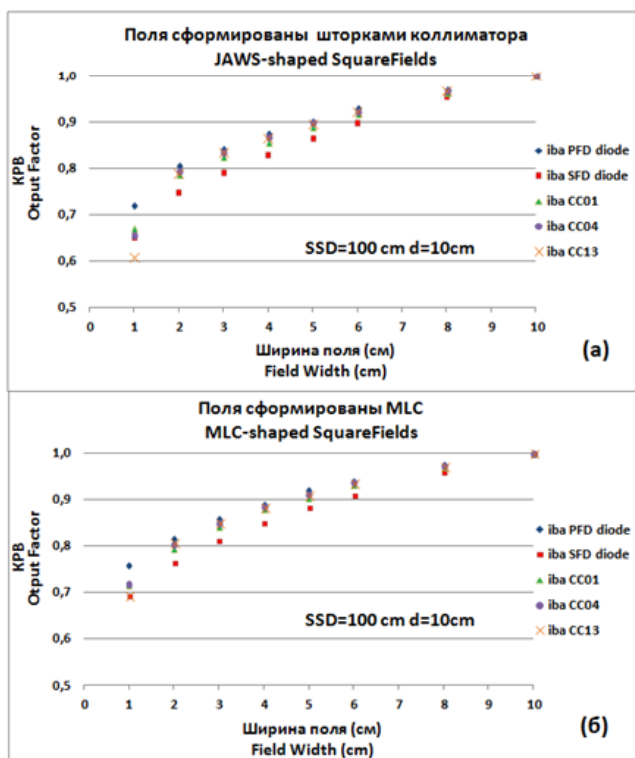


Рис. 4. Измеренные КРВ полей, сформированных JAWS(а), и полей, сформированных МЛК (б) в зависимости от размера поля для пяти детекторов при SSD=100 см / глубине 10 см

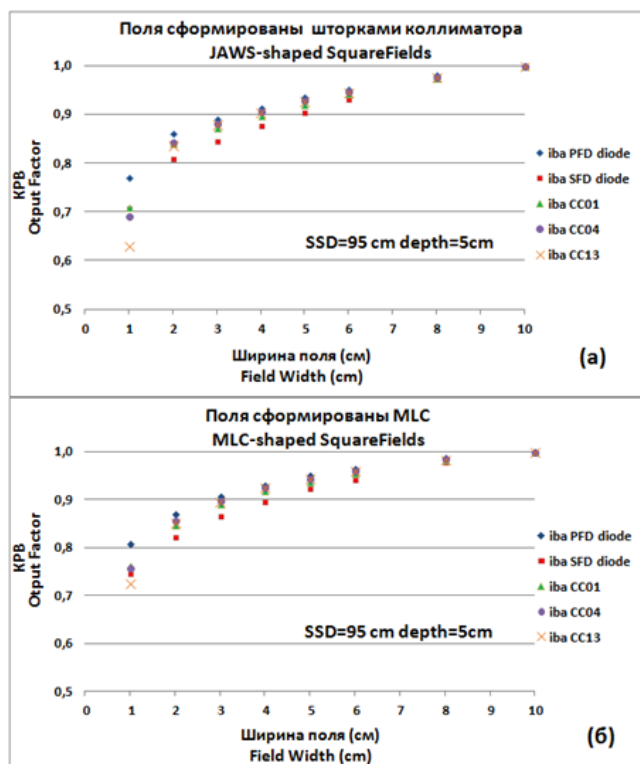


Рис. 5. Измеренные КРВ полей, сформированных JAWS (а), и полей, сформированных МЛК (б), в зависимости от размера поля для пяти детекторов при SSD=95 см / глубине 5 см

ионизационной камерой CC13. При размере поля 1×1 см она составляет 9,6 %. Однако для полей размером 3×3 см и более наблюдается близкое соответствие измеренных значений КРВ в пределах погрешности менее 2 %. Этот результат показан на рис. 4б.

Зависимость коэффициентов радиационного выхода от ширины поля (сформированы JAWS) для различных детекторов при SSD=95 см и глубине 5 см показана на рис. 5а. Зависимость коэффициентов радиационного выхода от ширины поля (сформированы МЛК) для различных детекторов при SSD=95 см и

глубине 5 см показана на рис. 5б. Для поля размером 1×1 см, сформированного JAWS, разница в процентах между КРВ диодного детектора PFD и ионизационной камеры CC13 вдвое больше, чем для поля сформированного МЛК – 22,4 % и 11,5 % соответственно.

Самый большой разброс в измерениях КРВ наблюдается при размере поля 1×1 см для обоих способов формирования при любом заданном SSD и глубине. Наибольшие значения измеренных коэффициентов радиационного выхода показал диодный детектор PFD.

Наибольший разброс в измеренных коэффициентах радиационного выхода наблюдается между показателями, полученными с помощью диодного детектора PFD и ионизационной камеры CC13 с чувствительным объемом 0,13 см³. Во всех конфигурациях ионизационная камера CC13 всегда дает самый низкий коэффициент радиационного выхода. В табл. 3 показана разница в процентах между значениями коэффициентов радиационного выхода, измеренными диодным детектором PFD и ионизационной камерой CC13 для размера поля 1×1 см. Недостаточный отклик детектора CC13 в значительной степени объясняется эффектом усреднения по объему. Детектор слишком большой для поддержания равновесия заряженных частиц в очень малых полях. Это означает, что нарушается условие, когда все заряженные частицы, выходящие из полости или чувствительного объема детектора, заменяются равным количеством заряженных частиц, попадающих в полость. С другой стороны, диодный детектор PFD не подвержен эффекту усреднения по объему, поскольку его объем в сотни раз меньше, чем объем ионизационной камеры CC13.

На рис. 6 эффект усреднения по объему показан как корреляция между коэффициентом радиационного выхода, измеренным четырьмя детекторами, и их чувствительным объемом. Значение КРВ, измеренное неэкранированным диодным детектором SFD, убрано

Таблица 3

Разница в процентах между значениями КРВ, измеренными диодным детектором PFD и ионизационной камерой CC13, для размера поля 1×1 см

Коллимация поля	SSD, см; глубина, см	Разница, %
JAWS	SSD=100 d=10	18,6
JAWS	SSD=95 d=5	22,4
MLC	SSD=100 d=10	9,6
MLC	SSD=95 d=5	11,5

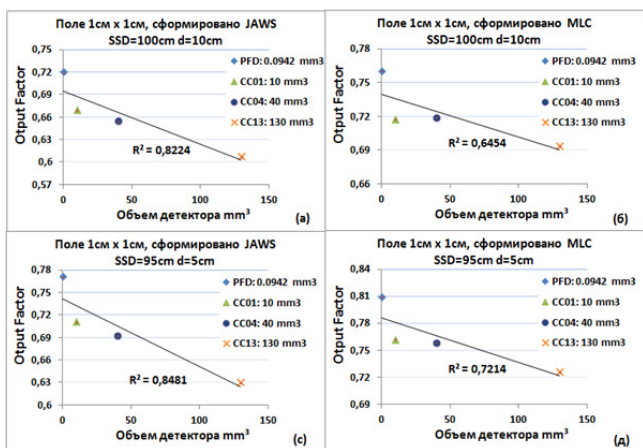


Рис. 6. Зависимость между измеренными КРВ и активными объемами используемых детекторов для поля 1×1 см при различных условиях измерений

из ряда данных, так как он имеет чрезмерно низкий отклик в малых полях – это видно по графикам на рис. 4, 5. Коэффициенты радиационного выхода, измеренные при разных комбинациях для поля 1×1 см, нанесены на графики в зависимости от чувствительного объема детектора (рис. 6). Результаты анализа каждого из графиков рис. 6 приведены в соответствующих строках табл. 4. Для рис. 6а анализ представлен в первой строке табл. 4, которая показывает, что квадрат коэффициента корреляции R^2 больше 0,82. Это означает, что более 82 % изменения OF объясняется изменением объема детектора. Значение пересечения прямой линейной функции оси Y – это

OF, ожидаемый для детектора нулевого объема – OF(0). Например, на рис. 6а OF для детектора нулевого объема равен 0,695.

Графики на рис. 6 показывают следующие результаты. Ионизационные камеры показывают недостаточный отклик при размере поля 1×1 см из-за их конечного объема. С другой стороны, диодный детектор, хотя и имеет практически нулевой объем, демонстрирует повышенную чувствительность, в первую очередь из-за активных компонентов, не эквивалентных воде. Можно предположить, что «правильный» коэффициент радиационного выхода при размере поля 1×1 см находится между этими двумя условиями.

В табл. 5 представлены коэффициенты радиационного выхода от всех детекторов для поля 1×1 см, скорректированные на поправочные коэффициенты, рекомендованные в серии технических докладов МАГАТЭ №483 (табл. 26, с. 131) [4] для полей, сформированных МЛК на опорной глубине 10 см. Также в таблице приведена разница между скорректированными коэффициентами радиационного выхода и полученным коэффициентом радиационного выхода, ожидаемым для детектора нулевого объема – OF(0). После корректировки, коэффициент радиационного выхода получился одинаковым для диодного детектора PFD и ионизационной камеры CC01. Коэффициент радиационного выхода для диодного детектора SFD, даже после корректировки, дал самое низкое значение с разницей 4,6 % от OF(0). Если не

Таблица 4
Анализ графиков зависимости КРВ поля 1×1 см от активного объема детекторов, показанных на рис. 6

SSD/глубина, см	Количество детекторов	Тип коллимации	R^2	OF(0)
100/10	4	JAWS	0.8224	0.6952
100/10	4	MLC	0.6454	0.7395
95/5	4	JAWS	0.8481	0.7421
95/5	4	MLC	0.7214	0.7864

Таблица 5
Сравнение КРВ от четырех детекторов для поля 1×1 см, сформированного МЛК, SSD=100 см, глубина 10 см

Детектор	OF измеренный	Поправочный коэффициент	OF коррект.	OF(0)	Разница, %
PFD	0,760	0,961	0,730	0,7395	1,3
SFD	0,694	1,018	0,707		4,6
CC01	0,717	1,018	0,730		1,3
CC04	0,717	1,041	0,746		-0,9

учитывать результат от диодного детектора SFD, то разница между OF от остальных трех детекторов и OF(0) в пределах 1,3 %. Разброс в скорректированных значениях коэффициентов радиационного выхода от этих трех детекторов получился в пределах 2,5 %.

Учитывая графики на рис. 6, скорректированный коэффициент радиационного выхода для поля 1×1 см может быть получен путем экстраполяции графика OF в зависимости от объема детектора до нулевого значения объема, предполагая, что существует корреляция между этими двумя переменными. Вместо методов Монте-Карло можно использовать этот способ для получения скорректированных коэффициентов радиационного выхода на малых полях.

Результаты сравнения КРВ малых полей, измеренных представленными детекторами, показали, что для поля 1×1 см при любой конфигурации измерений существует большой разброс в коэффициентах радиационного выхода от разных детекторов. Наибольший разброс в OF обнаруживается между показаниями, измеренными диодным детектором PFD и ионизационной камерой CC13 с чувствительным объемом 0,13 см³. Эффект усреднения по объему в значительной степени является причиной недостаточного отклика ионизационной камеры CC13 в малых полях по сравнению с диодным детектором PFD, который имеет очень маленький чувствительный объем. Эффект объема – это положительная корреляция между коэффициентами радиационного выхода и чувствительным объемом детектора. Используя только статистический анализ зависимости между КРВ и чувствительным объемом детектора, и без использования методов Монте-Карло, можно получить скорректированное значение выходного коэффициента в очень маленьком поле размером 1×1 см. Чтобы параметры уравнения регрессии были статистически значимы при выбранной в нашем случае величине уровня значимости 0,05, необходимо использовать не менее пяти детекторов.

Неэкранированный диодный детектор SFD имеет чрезмерно низкий отклик, основные причины этого приведены в разделе Материалы и методы, где описаны физические свойства детектора. Так же в процессе измерений было отмечено, что показания диодного детектора SFD плывут во времени больше по сравнению с остальными детекторами.

Экранированный диодный детектор PFD демонстрирует повышенную чувствительность на малых полях, в первую очередь из-за его активных компонентов, не эквивалентных воде. Сравнивая данные от диодного детектора PFD (активный объем 0,094 мм³) и ионизационной камеры CC13 (чувствительный объем 130 мм³), видно, что для полей размером 3×3 см и более, два детектора дают практически одинаковые значения, с разницей менее 1,3 %. Из этого следует, что диодный детектор PFD почти не дает избыточного отклика при больших размерах полей.

Выводы

Исходя из анализа коэффициентов радиационного выхода, измеренных всеми пятью детекторами, можно сделать следующие выводы о параметрах, влияющих на изменение КРВ:

1. При заданных значениях SSD и глубине, КРВ увеличивается с увеличением размера поля.
2. На заданном значении SSD для данного размера поля КРВ увеличивается с уменьшением глубины.
3. Коэффициенты радиационного выхода зависят от типа используемой коллимации поля. При заданном SSD, глубине и размере поля, КРВ выше для полей, сформированных МЛК, чем для полей, сформированных JAWS.
4. При фиксированном размере поля, сформированном МЛК, показания электрометра будут увеличиваться с увеличением расстояния от края поля до положения шторок коллиматора. Это происходит из-за увеличения рассеянного излучения от МЛК. В нашем случае при измерении полей, сформированных МЛК, шторки коллиматора всегда были открыты на размер поля 20×20 см.
5. Результаты сравнения КРВ малых полей, измеренных представленными детекторами, показали, что для поля 1×1 см при любой конфигурации измерений существует большой разброс в коэффициентах радиационного выхода от разных детекторов. Наибольший разброс в OF обнаруживается между показаниями, измеренными диодным детектором PFD и ионизационной камерой CC13 с чувствительным объемом 0,13 см³.
6. В результате:

- ✓ детекторы PFD, CC01, CC04 пригодны для измерений КРВ в малых полях (менее 3×3 см) с учетом применения поправочных коэффициентов для этих полей;
- ✓ ионизационная камера CC13 подходит для измерений КРВ в полях размером от 3×3 см и более;
- ✓ диодный детектор SFD выбивается из ряда данных даже с учетом корректировки на поправочный коэффициент, поэтому применять его для измерений КРВ в малых полях не рекомендуется. Он больше подходит для относительных измерений, таких как измерение профилей.

Для использования данных, полученных в этом исследовании, рекомендуется провести измерения коэффициентов радиационного выхода для других экспериментальных конфигураций, чтобы проверить результаты. Также нужно учитывать, что исходя из литературных источников [4], отклик некоторых диодных де-

текторов может меняться в разные стороны ниже и выше определенного размера малого поля. Этот размер малого поля различен для разных диодных детекторов.

Список литературы

1. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
2. IBA Field Detectors: EFD, PFD, SFD, RFD / Technical Description.
3. Das IJ, Cheng C-W, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM, Med Phys, 2008; 35 (9): 4186-215.
4. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Reference and Relative Dose determination. IAEA TRS 483, Vienna, 2017.

IMPACT OF MEASUREMENT CONDITIONS AND DESIGN FEATURES OF IBA DETECTORS ON THE SMALL RADIATION FIELDS OUTPUT FACTORS

V.S. Piskunov¹, I.G. Tarutin²

¹ *Vitebsk Regional Clinical Oncology Dispensary, Vitebsk, Republic of Belarus*

² *N.N. Alexandrov National Cancer Centre, Minsk, Republic of Belarus*

The use of modern diagnostic equipment in oncology has made it possible to detect small tumor foci, as well as to detect distant metastases of the disease at an early stage of their formation. In these cases, it becomes possible to refuse surgical interventions, replacing them with stereotactic radiosurgery using radiation therapy devices. In this case, small irradiation fields can be used (from fields less than 1 cm to 4 cm). In such cases, there is a problem of delivering large doses to small foci. It consists in the accuracy of determining the absorbed doses delivered to small targets. The complexity of monitoring the quality of dosimetric support of irradiation with the use of various radiotherapy devices is increasing. Increased requirements are also imposed on the detectors used for measurements.

This work has several goals:

- 1) to study the results of measurements of the output factors using five different detectors of small sizes;
- 2) to determine the changes in the output factors when using two types of beam collimation (collimator shutters - JAWS and multileaf collimator - MLC) of linear electron accelerators;
- 3) to study the dependence of the output factors on the source-to-surface distance (SSD), on the depth of measurements and on the type of detectors.

The measurements were carried out in 6 MV photon beams with a flattening filter on a TrueBeam linear accelerator. Five IBA detectors were used: two diode detectors (PFD and SFD) and three ionization chambers (CC01, CC04 and CC13). The field sizes varied from 10×10 cm to 1×1 cm. The studies were carried out for the following combinations of parameters: SSD is 100 cm and the measurement depth is 10 cm; SSD is 95 cm and the measurement depth is 5 cm. The fields were formed by JAWS and MLC.

The analysis of the obtained results made it possible to compare the data obtained from each detector in similar combinations of measurements. Based on the analysis of the output factors measured by all five detectors, conclusions were drawn about the parameters that affect the change in the output factors.

Key words: *radiation therapy, small fields, output factor, ionization chamber, diode detector*

E-mail: Valery.pvs@mail.ru