

КОЛИЧЕСТВЕННАЯ СЦИНТИГРАФИЯ ДЛЯ КОНТРОЛЯ ДОЗ ВНУТРЕННЕГО ОБЛУЧЕНИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ОЧАГОВ ПРИ РАДИОНУКЛИДНОЙ ТЕРАПИИ

Ю.В. Лысак¹, В.А. Климанов¹, Б.Я. Наркевич^{2,3}

¹ Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва

² Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина Минздрава РФ, Москва

³ Институт медицинской физики и инженерии, Москва

Рассмотрены способы определения активности радиофармпрепарата (РФП), накопившегося в патологическом очаге при радионуклидной терапии. Показано, что наиболее точным из них является метод Монте-Карло-моделирования процесса количественной планарной сцинтиграфии флакона с вводимой активностью РФП и тела пациента. Этот метод позволяет учесть влияние геометрии измерений, форму и размеры опухолевого очага, эффекты поглощения и рассеяния фотонов в теле пациента и в элементах конструкции детектора гамма-камеры. Проведены расчеты поправочных коэффициентов для коррекции результатов количественной сцинтиграфии на гамма-камере с различными плоскопараллельными коллиматорами. Были смоделированы распределения радионуклидов ^{131}I , ^{177}Lu , ^{89}Sr , ^{90}Y в антропоморфном фантоме. Полученные результаты позволяют оценивать поглощенную дозу в опухолевом очаге с достаточной для клинических целей точностью.

Ключевые слова: радионуклидная терапия, радиофармпрепараты, опухолевые очаги, накопленная активность, количественная сцинтиграфия, метод Монте-Карло

Введение

Применение в радионуклидной терапии (РНТ) источников внутреннего облучения накладывает особый отпечаток на методики осуществления дозиметрического контроля поглощенных доз. Прямое измерение величины дозы в патологическом очаге крайне затруднительно ввиду необходимости инвазивного вмешательства и сложности реализации самой процедуры в рутинной клинической практике. Представленные же в литературе данные о распределении в организме мелких лабораторных животных радиофармацевтического препарата (РФП), от которого напрямую зависит величина поглощенной дозы в зоне интереса, не достигают удовлетворительного уровня корреляции с соответствующими показателями в организ-

ме человека [1]. Возрастание вероятности возникновения лучевых осложнений в нормальных тканях является лимитирующим фактором как в РНТ, так и в дистанционной лучевой терапии, накладывающим ограничения на величину вводимой в организм активности РФП. В связи с этим определение величин поглощенных доз в патологических очагах и здоровых тканях имеет крайне важное значение для обеспечения терапевтически эффективных доз в пораженных очагах при соблюдении толерантного уровня облучения непораженных участков. Кроме того, информация о величинах накопленной в зонах интереса активности РФП как доли от введенной в организм активности, представляет ценность в ряде следующих случаев:

- ✓ для оценки терапевтического эффекта и величины риска получения осложнений, вызванных облучением здоровых тканей при исследовании перспективных для клинических целей новых РФП;
- ✓ для формирования базы данных, содержащей сведения о соответствии накопленной в очаге активности тому терапевтическому или биологическому эффекту, который был достигнут, по аналогии с имеющимися в дистанционной лучевой терапии кривыми “доза–эффект”;
- ✓ с целью обеспечения медицинских физиков отделений дистанционной лучевой терапии информацией о поглощенных в областях интереса дозах, поскольку в ряде случаев пациент после курса РНТ продолжает лечение методом дистанционного облучения опухолевых очагов, для возможности корректной оценки допустимой величины дозы предстоящего облучения;
- ✓ при введении в организм пациента РФП малой активности с целью определения индивидуальных особенностей накопления и кинетики РФП на предварительном этапе планирования радионуклидной терапии.

Величина поглощенной дозы в области интереса напрямую зависит от значения активности РФП, накопленного в очаге. Современные способы определения величины накопленной в организме активности включают в себя следующие методы [2]:

1. Измерение скорости счета импульсов в зоне интереса при помощи клинического радиометра.
2. Получение планарных изображений при помощи гамма-камеры.
3. Проведение количественной ОФЭКТ или ПЭТ.
4. Оценка активности периодически отбираемых образцов крови и мочи.

Выбор методики измерения зависит от характера требуемой информации и исследуемой области интереса. Например, величина активности, распределенной во всем организме, может быть оценена при помощи радиометра и не требует наличия системы получения изображения; изучение пространственного распределения РФП в организме в 3D производят при помощи ОФЭКТ- или ПЭТ-технологии; планарное проекционное изображение всего тела или его участка может быть получено при использовании гамма-камеры, а активность, накопленную в отдельно взятом органе или ткани,

позволяют получить измерения скорости счета образцов крови и мочи пациента.

Получение планарных изображений при помощи гамма-камеры на протяжении длительного времени и до настоящего момента является наиболее удобным и простым методом количественной оценки активности РФП, накопленной в зоне интереса в организме больного в различные моменты времени. Относительная простота процедуры измерений, приемлемая стоимость и сравнительно небольшие временные затраты на проведение исследования обеспечили гамма-камере репутацию “рабочей лошади” в отделениях радионуклидной терапии.

Однако для достижения необходимого уровня точности оценки активности по данным полученных изображений некоторые аспекты, связанные с конструкцией гамма-камеры и способом получения изображений, должны быть приняты во внимание. В частности, необходимо внесение поправки на поглощение излучения, рассеяние фотонов в теле пациента и элементах детекторной системы гамма-камеры, на чувствительность детектора и на возможность прохождения фотонов через стенки септы коллиматора. Эти и некоторые другие особенности накладывают ограничения на энергетическое и пространственное разрешение гамма-камеры. В частности, в радионуклидной терапии на ранних сроках после введения РФП в организм пациента мощность дозы может быть достаточно высокой, что может привести к потере счетов камеры и потенциально возможной ошибке в идентификации позиции рождения фотона, что обусловлено ограничениями счетной характеристики гамма-камеры. С другой стороны, низкая мощность дозы является причиной высокого уровня статистической неопределенности и шума изображения [3].

Пространственное разрешение планарных изображений, прежде всего, зависит от характеристик сцинтиллятора и конфигурации коллиматора гамма-камер. Параметры конструкции коллиматора также играют важную роль в определении геометрической чувствительности системы. Наилучшим образом для оценки накопленной активности в организме пациента зарекомендовали себя часто используемые в клинической практике плоскопараллельные коллиматоры, обеспечивающие наименьшее геометрическое искажение получаемой информации по сравнению с другими ти-

пами коллиматоров (конвергентными, дивергентными и пинхольными) и демонстрирующие относительную независимость чувствительности системы получения изображения от расстояния источник – коллиматор в пределах определенной области. Благодаря этому определение калибровочного фактора становится достаточно простой процедурой при выбранной конфигурации коллиматора.

Однако при измерении активности в теле пациента нельзя оставлять без внимания процессы поглощения излучения на пути источник – коллиматор, величина которого зависит от распределения РФП и конституции тела пациента, поэтому значение калибровочного фактора в данной геометрии задачи становится индивидуальной для каждого исследования величиной, а внесение поправки на поглощение излучения – строго необходимым.

Наиболее широко используемым методом *in vivo* оценки измеряемой величины активности в зоне интереса, а также коррекции поглощения излучения в теле пациента в планарной сцинтиграфии стало получение двух сопряженных взаимно противоположных снимков тела пациента [4]. Подобная методика обеспечивает достаточную точность оценки измерений для геометрически хорошо разделенных источников активности при незначительной активности окружающих тканей. Основным преимуществом данного метода является отсутствие необходимости получения информации о глубине залегания области интереса в организме пациента, что значительно облегчает процедуру получения искомым данным.

Данная методика предполагает получение двух противоположащих, обычно передне-заднего и задне-переднего, планарных изображений всего тела пациента или выбранной области интереса. Для точечного источника, расположенного на глубине d в среде с коэффициентом поглощения излучения μ , скорость счета импульсов гамма-камеры, полученных на переднем C_A и заднем C_P изображениях, определяется соответственно по формулам:

$$C_A = C_0 e^{-\mu d} \quad (1)$$

и

$$C_P = C_0 e^{-\mu(L-d)}, \quad (2)$$

где L – значение передне-заднего размера тела пациента в области интереса, C_0 – скорость счета импульсов детектора в отсутствии поглощения излучения в тканях организма больного

при расположении головки детектора непосредственно над телом пациента и при ее повороте на 180° . Рассчитанное следующим образом геометрическое среднее

$$\sqrt{C_A \cdot C_P} = \sqrt{C_0^2 \cdot e^{-\mu L}} \quad (3)$$

оказывается не зависящим от глубины залегания области интереса. Таким образом, величина накопленной активности с учетом чувствительности системы, измеренной в воздухе, равна:

$$A = \frac{C_0}{K} = \frac{\sqrt{C_A \cdot C_P}}{K \cdot e^{-\frac{\mu L}{2}}} \quad (4)$$

Используемый в данной методике коэффициент поглощения является взвешенной суммой коэффициентов поглощения всех тканей организма вдоль направления проекции изображения. Измерение этой величины предполагает использование источника излучения, расположенного по противоположную сторону от пациента, и гамма-камеры, с помощью которой формируются планарные изображения с наличием пациента между источником излучения и камерой и без него.

Здесь необходимо отметить, что оценка величины накопленной активности в очаге на основании выражения (4) применима только для тех случаев, когда область накопления РФП может быть аппроксимирована точечным источником излучения, в противном же случае для протяженного источника применима следующая формула, в которой принята во внимание толщина патологического очага:

$$A = \frac{C_0}{K} = \frac{\sqrt{C_A \cdot C_P}}{K \cdot e^{-\frac{\mu L}{2}} \cdot \frac{\sinh\left(\mu \cdot \frac{l}{2}\right)}{\mu \cdot \frac{l}{2}}}, \quad (5)$$

где l – толщина очага в теле пациента.

Дальнейшие расчеты накопленной в области интереса активности при помощи изложенного выше метода требуют внесения поправок на рассеяние излучения на пути источник-детектор, что предполагает проведение дополнительных измерений и вычислений.

Однако применение данной методики в клинической практике приводит к наличию погрешностей в определении величины накоп-

ленной активности, обусловленных следующими факторами:

- ✓ значительному упрощению математического описания процесса переноса излучения на пути источник–детектор, которое может привести к недооценке или переоценке факторов поглощения и рассеяния излучения в средах;
- ✓ использование данной методики ограниченными случаями расположенных друг от друга на значительном геометрическом расстоянии очагов накопления РФП, что в клинической практике является скорее исключением, чем правилом;
- ✓ отсутствие оценки вклада в показания детектора от эффекта прохождения фотонов высоких энергий через стенки септы коллиматора.

Кроме того, применение данной методики предполагает проведение дополнительных измерений, требуемых для корректной оценки факторов поглощения и рассеяния, а также дополнительное облучение пациента внешним источником излучения для оценки эффективного показателя ослабления в области интереса.

Наличие перечисленных факторов, усложняющих процедуру точной оценки величины накопленной активности РФП в патологическом очаге, дает основание для поиска альтернативной методики контроля очаговых доз в радионуклидной терапии. Заслуженно набирающая популярность методика моделирования переноса излучения методом Монте-Карло в РНТ позволяет говорить о возможности существенного повышения точности оценки активности в теле пациента [5].

Метод Монте-Карло, основанный на описании стохастических процессов взаимодействия частиц с веществом, позволяет применять численные методы решения задач переноса излучения. С его помощью становится возможным достаточно точно рассчитать параметры, которые не могут быть измерены экспериментально в клинической ситуации.

Применение метода Монте-Карло в РНТ для расчета поглощенных доз в патологическом очаге и органах риска, а также для оценки поглощения и рассеяния излучения в тканях организма пациента нашло отражение в зарубежных и отечественных исследованиях [6–9].

Целью данной работы являлась разработка клинического метода оценки накопленной активности РФП в зоне интереса на осно-

вании моделирования методом Монте-Карло процессов переноса излучения в системе получения планарных сцинтиграфических изображений тела пациента при помощи гамма-камеры.

Материал и методы

Потребность в оценке терапевтического эффекта контроля над опухолью при проведении РНТ и вероятности возникновения отдаленных последствий облучения здоровых тканей диктует необходимость точного определения поглощенных доз в соответствующих областях интереса. Однако значительный разброс в показателях величины накопления РФП в патологических очагах и непораженных структурах организма пациента, связанный с индивидуальными особенностями кинетики РФП и скоростью метаболизма, является неоспоримым доказательством необходимости проведения индивидуального контроля очаговых доз после проведения курса РНТ [10, 11]. Несмотря на то, что влияние на биологические эффекты в тканях оказывает множество факторов, к которым, в частности, относится мощность поглощенной дозы, отсутствие гомогенности накопления активности в тканях, наличие предшествующего химиотерапевтического и лучевого лечения и т.д., необходимость достижения достаточной точности каждого шага при оценке накопленной активности и расчете поглощенной дозы остается очевидной. Стоит отметить, что в связи со специфичностью методики проведения РНТ, значительной вариабельностью биокинетических механизмов накопления, распределения и выведения РФП из организма, а также особенностями проведения дозиметрических процедур, определение значения поглощенной дозы в области интереса по порядку величины является достаточно хорошим результатом, а оценка с погрешностью до десятков процентов – максимально достижимым результатом на современном этапе развития РНТ [4].

Предложенная в данной работе схема определения величины накопленной активности РФП в опухолевом очаге пациента предполагает последовательную реализацию следующих шагов:

1. На фиксированном расстоянии “источник–коллиматор” при помощи гамма-камеры получают сцинтиграфические изображения флакона с заранее известной величиной ак-

тивности радиофармпрепарата в нем A_0 , после чего проводится оценка скорости счета детектора k_0 в выделенной зоне интереса изображения флакона.

2. Данная величина терапевтической активности A_0 поступает в тело пациента, после чего через определенный промежуток времени, индивидуальный для каждого РФП и характеризующий период максимального накопления РФП в опухоли, проводится сцинтиграфическое исследование пациента. Оценка скорости счета импульсов детектора k_{tum} в зоне расположения опухолевого очага и величина тканевого фона k_{bg} в достаточной близости к опухоли производится при помощи инструментов оконтуривания области интереса на полученном планарном изображении в прилагаемой к сцинтиграфическому оборудованию программе.
3. Оценивается величина накопленной активности в патологическом очаге по следующей формуле:

$$A = A_0 \frac{(k_{tum} - k_{bg})}{k_0} \frac{1}{p}, \quad (6)$$

где p – соответствующий коэффициент, рассчитанный при помощи метода Монте-Карло для конкретного клинического случая в идентичной условиям измерения активности во флаконе и в теле пациента геометрии получения сцинтиграфических изображений.

Данный коэффициент включает в себя совокупность поправок на поглощение и рассеяние излучения в биологических тканях пациента, в воздушном зазоре между поверхностью тела пациента и коллиматором гамма-камеры, а также в самом коллиматоре системы с учетом прохождения фотонов высоких энергий через стенки септы коллиматора.

Наличие информации о величине накопленной в патологическом очаге активности

РФП как процента от введенной активности дает возможность с использованием программы MCNP метода Монте-Карло рассчитывать имеющее клиническую ценность значение поглощенной дозы в опухолевом очаге при помощи одного из имеющихся функционалов программы, позволяющего оценивать поглощенную дозу в очаге любой формы.

Для расчета данного коэффициента в программе MCNP была смоделирована антропоморфный фантом Фишера–Снайдера, параметры которого соответствуют размерам тела взрослого человека. В фантоме на различных глубинах располагались патологические очаги поражения разной величины, аппроксимированные сферами радиусом от 1 до 5 см.

Кроме того, в программе MCNP была сформирована система получения сцинтиграфического изображения, включающая гамма-камеру, детектор которой представлен кристаллом NaI(Tl), и плоскопараллельный коллиматор, стенки отверстий гексагональной формы которого выполнены из вольфрама, а количество отверстий, их протяженность и поперечные геометрические характеристики были выбраны в соответствии с видом и энергетическим распределением излучения радионуклида соответствующего РФП. Параметры коллиматоров гамма-камеры, используемые для моделирования задачи в программе MCNP, представлены в табл. 1.

Геометрия моделируемого в программе эксперимента совпадает с условиями получения планарных сцинтиграфических изображений на гамма-камере. На рис. 1 представлена схема моделируемого измерения скорости счета гамма-камеры от шприца объемом 5 мл, содержащего вводимую пациенту активность A_0 . Подобная модель эксперимента соответствует реальной клинической ситуации. Планарные изображения шприца получают при расположении детектора сверху и снизу.

Таблица 1

Параметры коллиматоров гамма-камер, выпускаемых фирмой Siemens

	Средние энергии	Высокие энергии	Ультравысокие энергии
Радионуклид	^{67}Ga	^{131}I	^{18}F
Форма отверстия	Гексагональн.	Гексагональн.	Гексагональн.
Количество отверстий ($\times 1000$)	14	8	4
Длина отверстия, мм	40,64	59,7	50,5
Толщина перегородки, мм	1,14	2	3,4
Диаметр отверстия, мм	2,94	4	2,5

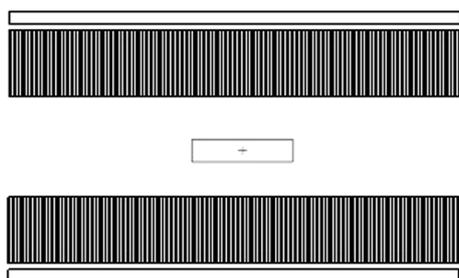


Рис. 1. Схема определения скорости счета гамма-камеры при измерении шприца с активностью A_0

Рис. 2 демонстрирует модель скintiграфического исследования пациента с введенным в организм РФП. Важно отметить, что величина моделируемой в патологическом очаге активности препарата равна значению A_0 , изначально содержащемуся в шприце. Таким образом, искомый коэффициент, включающий в себя поправку на поглощение и рассеяние излучения на всем пути “источник–детектор” в моделируемом эксперименте, определяется из соотношения:

$$p = \frac{k_{amp}^{mc}}{k_{tum}^{mc}}. \quad (7)$$

В данном случае k_{amp}^{mc} – скорость счета импульсов гамма-камеры при моделировании методом Монте-Карло процесса получения планарных изображений шприца с активностью A_0 , k_{tum}^{mc} – скорость счета импульсов при моделируемом скintiграфическом исследовании фантома человека с соответствующей величиной патологического очага и его глубиной залегания. Положение гамма-камеры при измерениях соответствует реальной клинической ситуации, при которой в соответствии с установочными настройками оборудования расстояние между поверхностью тела пациента и коллиматором системы получения изображения является фиксированным и равным 3 см.

Моделирование процессов переноса излучения используемого в терапевтических целях радионуклида на пути “патологический очаг – детектор” при помощи метода Монте-Карло в программе MCNP позволяет учитывать в расчетах результаты физических взаимодействий, происходящих во всех элементах системы получения скintiграфических изображе-

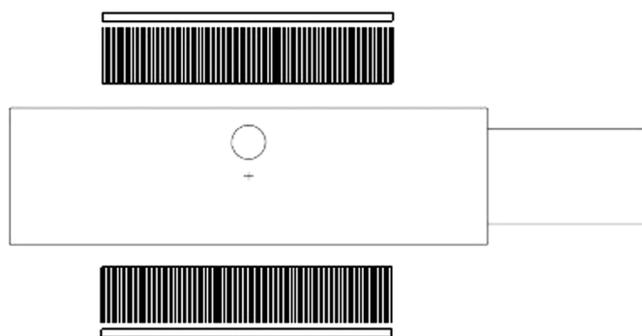


Рис. 2. Схема определения скорости счета гамма-камеры при скintiграфическом исследовании патологического очага, расположенного в теле пациента и содержащего активностью A_0

ний: фотоэффекта, комптон-эффекта, когерентного рассеяния, а также процессов, связанных с образованием вторичных электронов [12]. Пороговое значение энергии отсечки для фотонов и электронов в данной задаче составило 5 кэВ.

Результаты и обсуждение

Измерение поправочного коэффициента p по описанной выше методике проводилось для РФП на основе как смешанных β - γ -излучателей ^{131}I и ^{177}Lu , так и для чистых β -излучателей ^{90}Y и ^{89}Sr , для которых регистрировалось тормозное излучение, возникающее в теле пациента.

Применение в радионуклидной терапии β -излучающих радионуклидов, в частности, ^{90}Y и ^{89}Sr , получило широкое распространение при лечении костного метастазирования. В связи с этим, для учета особенностей спектра тормозного излучения ^{90}Y и ^{89}Sr , образованного в костной ткани, материал патологического очага был сформирован на основе данных об элементном составе костей взрослого человека [13].

В соответствии с используемыми в клинической практике настройками системы получения планарных изображений на гамма-камере, энергетический диапазон регистрируемого излучения в программе устанавливался на уровне 20 % отклонения в большую и меньшую стороны от наиболее характерной линии спектра исследуемого радионуклида.

Таблица 2

Расчетные значения поправочного коэффициента p для патологических очагов, содержащих РФП на основе ^{131}I

Расстояние от центральной продольной оси фантома, см (радиус мишени 1 см)									
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,423	0,532	0,593	0,665	0,732	0,762	0,811	0,823	0,901	0,944
Радиус мишени, см (расстояние от оси 0 см)									
1	2	3	4	5					
0,423	0,458	0,484	0,514	0,538					

Таблица 3

Расчетные значения поправочного коэффициента p для патологических очагов, содержащих РФП на основе ^{177}Lu

Расстояние от центральной продольной оси фантома, см (радиус мишени 1 см)									
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,216	0,219	0,222	0,228	0,232	0,236	0,243	0,252	0,273	0,294
Радиус мишени, см (расстояние от оси 0 см)									
1	2	3	4	5					
0,216	0,224	0,233	0,239	0,243					

Таблица 4

Расчетные значения поправочного коэффициента p для патологических очагов, содержащих РФП на основе ^{90}Y

Расстояние от центральной продольной оси фантома, см (радиус мишени 1 см)									
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,031	0,033	0,034	0,035	0,035	0,036	0,038	0,039	0,047	0,082
Радиус мишени, см (расстояние от оси 0 см)									
1	2	3	4	5					
0,031	0,033	0,034	0,035	0,039					

Таблица 5

Расчетные значения поправочного коэффициента p для патологических очагов, содержащих РФП на основе ^{89}Sr

Расстояние от центральной продольной оси фантома, см (радиус мишени 1 см)									
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,018	0,020	0,023	0,026	0,027	0,028	0,029	0,031	0,039	0,053
Радиус мишени, см (расстояние от оси 0 см)									
1	2	3	4	5					
0,018	0,020	0,022	0,023	0,024					

Радиус рассмотренных в работе патологических очагов в теле пациента, аппроксимированных сферической геометрией, варьировался от 1 до 5 см, а рассмотренные глубины локализации опухоли в организме пациента – от центральной продольной линии фантома до его поверхности с шагом 1 см. Показатели скорости счета гамма-камеры, используемые при

расчете поправочного коэффициента, нормировались на единицу активности в области интереса.

Результаты расчетов при помощи метода Монте-Карло поправочных коэффициентов на поглощение и рассеяние излучения в геометрии описанной в работе задачи представлены в табл. 2–5.

Характерный рост величины поправочного коэффициента при увеличении размера патологического очага в теле фантома, а также при его приближении в поверхности тела связан с сокращением поглощающего излучение слоя биологической ткани фантома на пути "источник-детектор". Снижение численных значений для РФП на основе ^{177}Lu по сравнению с РФП на основе ^{131}I обусловлено существенно более низкой характерной энергией спектра и снижением процентного фотонного вклада в общую дозу, создаваемую излучением радионуклида.

Определение скорости счета гамма-камеры для случаев ^{90}Y и ^{89}Sr потребовало значительного увеличения расчетного времени программы для получения статистически достоверных результатов, что связано с низкой эффективностью выхода образованного в тканях тела пациента тормозного излучения.

Рассчитанный поправочный коэффициент позволяет получить информацию о накопленной величине активности РФП в области интереса. В этом случае процедура определения поглощенных доз в опухолевых очагах и здоровых тканях не вызывает затруднений.

Выводы

1. Предложенная в работе методика контроля очаговых доз в РНТ на основании получения планарных сцинтиграфических снимков пациента и расчета переноса излучения методом Монте-Карло позволяет определить величину накопленной в опухоли и здоровых тканях активности радиофармпрепарата с учетом поглощения и рассеяния излучения в биологических тканях пациента и в материалах системы получения изображения.
2. Рассчитанные для РФП на основе ^{131}I , ^{177}Lu , ^{90}Y , ^{89}Sr и представленные в работе коэффициенты, характеризующие поправки на поглощение и рассеяние излучения в геометрии задачи для различных глубин залегания патологического очага и различных его величин, позволяют с достаточной точностью осуществлять в клинической практике оценку поглощенных доз в областях интереса на основании данных планарной сцинтиграфии пациента.

Список литературы

1. Sgouros G. Dosimetry of internal emitters // J. Nucl. Med. 2005. Vol. 46. Suppl. 1. P. 18–27.
2. Fisher D.R. Assessments for high dose radionuclide therapy treatment planning // Radiat. Protect. Dosimetry. 2003. Vol. 105. № 4. P. 581–586.
3. Plyku D., Loeb D.M., Prideaux A.R. et al. Strengths and weaknesses of planar whole-body method of ^{153}Sm dosimetry for patients with metastatic osteosarcoma and comparison with three-dimensional dosimetry // Cancer Biother. Radiopharmaceuticals. 2015. Vol. 30. № 9. P. 369–379.
4. Siegel J.A., Thomas S.R., Stubbs J.B. et al. MIRD Pamphlet No. 16: Techniques for Quantitative Radiopharmaceutical Biodistribution Data Acquisition and Analysis for Use in Human Radiation Dose Estimates // J. Nucl. Med. 1999. Vol. 40. P. 37–61.
5. Клепов А.Н., Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С. и соавт. Применение методов математического моделирования в ядерной медицине. – Обнинск: Из-во "СОЦИН". 2006. 204 с.
6. Saadzadeh E., Sarkar S., Tehrani-Fard A.A. et al. 3D calculation of absorbed dose for ^{131}I -targeted radiotherapy: a Monte-Carlo study // Radiat. Protect. Dosimetry. 2012. Vol. 150. № 3. P. 298–305.
7. Jonsson L., Ljungberg M., Strand S.E. Evaluation of accuracy in activity calculations for the conjugate view method from Monte-Carlo simulated scintillation camera images using experimental data in an anthropomorphic phantom. // J. Nucl. Med. 2005. Vol. 46. P. 1679–1686.
8. Власова О.П., Клепов А.Н., Гарбузов П.И., Матусевич Е.С. Сцинтиграфия с йодом-123 для дозиметрического планирования радиоiodтерапии заболеваний щитовидной железы // Мед. радиол. и радиац. безопасность, 2007. Т. 52. № 4. С. 53–61.
9. Доля О.П., Матусевич Е.С., Клепов А.Н., Кураченко Ю.А. Моделирование методом Монте-Карло функции чувствительности коллиматора гамма-камеры к гамма-излучению остеотропного радиофармпрепарата // Мед. физика. 2008. № 2. С. 63–75.
10. Kost S.D., Dewaraja Y.K., Abramson R.G., Stabin M.G. A voxel-based dosimetry method for targeted radionuclide therapy using Geant4 // Cancer Biother.

- Radiopharmaceuticals. 2015. Vol. 30. № 1. P. 1–11.
11. Song N., He B., Wahl R.L., Frey E.C. EQPlanar: a maximum-likelihood method for accurate organ activity estimation from whole body planar projections // *Phys. Med. Biol.* 2011. Vol. 56. № 17. P. 5503–5524.
12. Briesmeister J.F., MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C – LA-13709-M. 2000. 823 pp.
13. Заменители тканей в радиационной дозиметрии и измерение: Доклад 44 Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям. Пер. с англ. – М.: Энергоатомиздат. 1995. 272 с.

FOCAL INTERNAL DOSES CONTROL BY QUANTITATIVE SCINTIGRAPHY DURING RADIONUCLIDE THERAPY

Y.V. Lysak¹, V.A. Klimanov¹, B.Ya. Narkevich^{2,3}

¹ National Research Nuclear University “MEPhI”, Moscow, Russia

² N.N. Blokhin Russian Cancer Research Center, Moscow, Russia

³ Institute of Medical Physics and Engineering, Moscow, Russia

The methods of determining the activity of the radiopharmaceutical that has accumulated in the pathological focus with radionuclide therapy. It is shown that the most accurate of them is the method of Monte Carlo simulation quantitative planar scintigraphy process via injected radiotracer activity and the patient's body. This method allows to take into account the effect of the measurement geometry, shape and size of the tumor focus, absorption effects and the scattering of photons in the patient's body and in the elements of the design of the gamma camera detector. The calculations of correction factors for correcting the results of quantitative scintigraphy gamma-camera with a variety of parallel plate collimators. They were modeled radionuclide distribution ^{131}I , ^{177}Lu , ^{89}Sr , ^{90}Y in the anthropomorphic phantom. The results allow to assess the absorbed dose in the tumor lesions with sufficient accuracy for clinical purposes.

Key words: *radionuclide therapy, radiopharmaceuticals, tumor foci, the accumulated activity, quantitative scintigraphy, Monte Carlo method*

E-mail: narvik@yandex.ru