

А.В. Хмелев^{1,2}

РАДИАЦИОННЫЕ ИСТОЧНИКИ И ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ПЕРСОНАЛА И ПАЦИЕНТОВ ПЭТ-ЦЕНТРА

¹ Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования Минздрава РФ, Москва² Научно-исследовательский институт – Республиканский исследовательский научно-консультационный центр экспертизы, Москва

Контактное лицо: Александр Васильевич Хмелев, e-mail: ale-khmelev@yandex.ru

СОДЕРЖАНИЕ

Введение

1. Излучения в циклотронном комплексе и их воздействие на персонал
2. Радиационные источники радиохимической лаборатории и дозовая нагрузка на радиохимиков
3. Источники ИИ в отделении ПЭТ-диагностики и дозы облучения медицинского персонала
4. Дозы облучения пациентов ПЭТ-центра

Заключение

Ключевые слова: ПЭТ-центр, радиофармацевтический лекарственный препарат, радионуклид, излучение, доза, мощность дозы, персонал, пациенты

Для цитирования: Хмелев А.В. Радиационные источники и дозы облучения персонала и пациентов ПЭТ-центра // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2023. Т. 68. № 4. С. 28–34. DOI:10.33266/1024-6177-2023-68-4-28-34

A.V. Khmelev^{1,2}

Radiation Sources and Doses of PET Center Staff and Patients

¹ Russian Medical Academy of Continuous Professional Education, Moscow, Russia² Federal research Center for Project Evaluation and Consulting Services, Moscow, Russia

Contact person: A.V. Khmelev, e-mail: ale-khmelev@yandex.ru

CONTENTS

Introduction

1. Emissions in cyclotron facility and their influence on staff
2. Radiation sources of radiochemical laboratory and radiation exposure of radiochemists
3. Ionizing radiation sources in PET diagnostics division and doses of medical staff
4. Doses of PET center patients

Conclusion

Keywords: PET center, radiopharmaceuticals, radionuclide, radiation, dose, dose rate, staff, patients

For citation: Khmelev AV. Radiation Sources and Doses of PET Center Staff and Patients. Medical Radiology and Radiation Safety. 2023;68(4):28–34. (In Russian). DOI:10.33266/1024-6177-2023-68-4-28-34

Введение

В настоящее время растет доля диагностических исследований в ядерной медицине (ЯМ) с использованием технологии позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ), осуществляемой в гибридных исследованиях методами ПЭТ и рентгеновской компьютерной томографии (ПЭТ/КТ). Для реализации этой технологии создается ПЭТ-центр, обладающий собственным ускорительно-радиохимическим комплексом, включающим в себя блок помещений циклотрона и радиохимическую лабораторию (РХЛ). В отличие от объектов ЯМ, где используются традиционные диагностические методы, в ПЭТ-центре применяются радиационно-опасные технологии циклотронного производства позитронных радионуклидов (РН) [1], синтеза и контроля качества меченных ими радиофармацевтических лекарственных препаратов (РФЛП) [2]. При этом персонал ПЭТ-центра

подвергается воздействию не только γ -излучения (как в традиционных методах ЯМ), но и нейтронного и позитронного излучения, а пациенты – высокоэнергетического γ -излучения и позитронного излучения [3, 4]. В целях обеспечения радиационной безопасности (РБ) при проектировании ПЭТ-центра и разработке процедур ПЭТ такие параметры как время работы с источниками ионизирующих излучений (ИИ), расстояние до них и их экранирование должны быть оптимизированы в целях поддержания облучения на максимально низком, насколько это разумно, уровне. Для планирования такого объекта необходимо иметь полноценные данные о мощности дозы ИИ в ПЭТ-центре, определяющие получаемую персоналом дозу. Кроме того, для выработки мер предосторожности актуальным является детальный анализ данных многочисленных исследований (зачастую трудно сопоставимых между собой из-за разных

условий их получения) об уровнях и способах снижения облучения персонала, осуществляющего циклотронное производство РН, синтез и контроль качества РФЛП, подготовку и проведение ПЭТ/КТ-диагностики [4–6], а также пациентов, проходящих процедуру ПЭТ/КТ-обследования [7, 8] и справедливо настороженно относящихся к риску облучения.

Целью данной работы является анализ и обобщение литературных данных, опубликованных за сравнительно недолгий период применения быстро развивающегося метода ПЭТ, о значениях мощности дозы основных типов излучений в ПЭТ-центре и о получаемых дозах облучения его персоналом и пациентами.

1. Излучения в циклотронном комплексе и их воздействие на персонал

На практике наиболее часто в качестве ускорителя для производства РН для ПЭТ используются медицинские циклотроны (циклические ускорители) с токами выводимого пучка частиц на мишени 10–40 мкА (газовые мишени) и 10–25 мкА (жидкостные мишени) [9]. Основными источниками ИИ в бетонном каньоне, где размещается циклотрон, являются: сам ускоритель, как источник протонного (p) либо дейтронного (d) и других видов излучений; мишень с протекающими при облучении мишенного материала ядерными реакциями и образующимися в их результате высокоактивными целевыми РН (табл. 1); долгоживущие РН, производимые как при сопутствующем облучении ускоряемыми частицами конструкционных материалов циклотрона и мишени, так и при воздействии нейтронов (n), образующихся в ядерных реакциях, с бетоном радиационной защиты и другими материалами в каньоне. Такие побочные продукты наработки целевых РН создают так называемую наведенную активность в облучаемых материалах.

Таблица 1
Параметры циклотронной наработки основных β^+ -эмиттеров для ПЭТ [10]

Parameters of cyclotron produced basic radionuclides for PET [10]

РН	Ядерная реакция	Эффективная энергия бомбардирующих мишень частиц, МэВ	Нарабатываемая активность (теоретический выход) продукта реакции на «толстой» мишени, МБк /мкА·ч
^{11}C	$^{14}\text{N}(p, \alpha)^{11}\text{C}$	13 → 3	3820
	$^{11}\text{B}(p, n)^{11}\text{C}$	10 → 0	3400
	$^{10}\text{B}(d, n)^{11}\text{C}$	10 → 0	2479
^{13}N	$^{12}\text{C}(d, n)^{13}\text{N}$	8 → 0	1961
	$^{13}\text{C}(p, n)^{13}\text{N}$	10 → 0	1440
	$^{16}\text{O}(p, \alpha)^{13}\text{N}$	16 → 7	1665
^{15}O	$^{14}\text{N}(d, n)^{15}\text{O}$	8 → 0	2368
	$^{15}\text{N}(p, n)^{15}\text{O}$	10 → 0	2220
	$^{16}\text{N}(p, pn)^{15}\text{O}$	26 → 16	3700
^{18}F	$^{20}\text{Ne}(d, \alpha)^{18}\text{F}$	14 → 0	1110
	$^{18}\text{O}(p, n)^{18}\text{F}$	16 → 3	2960
	$^{16}\text{O}(^3\text{He}, p)^{18}\text{F}$	41 → 14	481

Выходящий из медицинского циклотрона поток ускоренных частиц (на практике, чаще всего протонов), бомбардируя мишень, существенно ослабляется при поглощении в ней, обеспечивая существенно меньший вклад в сравнении с другими излучениями в дозовую нагрузку на персонал, находящийся в радиационно-защитных помещениях вне каньона. При этом поглощение ускоренных частиц в материале мишени, сопровождающееся потерей их энергии и переводом стабильных ядер его атомов в нестабильные состояния, приводит к обра-

зованию целевых РН. В табл. 1 приведена информация о ядерных реакциях получения традиционных для ПЭТ радионуклидов (^{18}F , ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O), эффективной энергии бомбардирующих мишень частиц и теоретических выходах продуктов этих реакций на «толстой» мишени [10], полностью либо заметно снижающей их энергию при ее прохождении. Сечения ядерных реакций сильно зависят от энергии частиц и, как видно из таблицы, при производстве указанных РН по наиболее важным ядерным (p, n)- и (p, α)-реакциям достаточно использовать протонные пучки с энергией $E_p \leq 16$ МэВ, обеспечиваемые медицинскими циклотронами. Реально нарабатываемая на циклотроне активность продукта (^{18}F) при облучении в течение 2 часов мишенного материала $^{18}\text{O}\text{-H}_2\text{O}$ (с обогащением 98 % по ^{18}O) протонным пучком с $E_p = 18$ МэВ и током 150 мкА оказывается меньше ее теоретической величины, достигая, однако, высокого уровня – более 600 ГБк [11]. Произведенные в мишени РН высокой активности эмитируют при радиоактивном распаде высокоэнергетические излучения (позитронное и γ -излучение) большой интенсивности. В результате столкновений позитронов с электронами среды распространения возникает аннигиляционное излучение с энергией 511 кэВ (АИ), дающее свой значительный вклад в мощность дозы γ -излучения в помещениях циклотронного комплекса.

Циклотрон с умеренной энергией протонного пучка (10–20 МэВ) при штатной его эксплуатации оказывается окруженным интенсивным полем излучения, создаваемым не только испытывающими радиоактивный распад нарабатываемыми в мишени РН, но и различными высокоэнергетическими частицами, образующимися в ходе протекания указанных в табл. 1 ядерных реакций. Так, в мишенном материале $^{18}\text{O}\text{-H}_2\text{O}$, облучаемой протонным пучком, образуются значительные по величине потоки нейтронов и фотонов, а также существенно меньшие потоки дейтронов и α -частиц. Плотность потока тепловых и надтепловых нейтронов в области за мишенью, облучаемой на медицинском циклотроне, составляет $(4,50 \pm 0,88) \times 10^5 \text{ см}^{-2} \text{ с}^{-1}$ и $(2,13 \pm 0,09) \times 10^6 \text{ см}^{-2} \text{ с}^{-1}$ соответственно, а мощность дозы γ -излучения – 2,46 Зв/ч [4]. Интенсивность излучения, эмитируемого облучаемым материалом мишени, не менее чем в 100 раз больше интенсивности излучения самого циклотрона (без собственной защиты, $E_p = 12$ МэВ) [12]. Типичные значения мощности экспозиционной дозы в каньоне циклотрона при облучении мишени $^{18}\text{O}\text{-H}_2\text{O}$ на циклотроне с $E_p = 17$ МэВ и током пучка 20 мкА могут достигать высокого уровня ~ 10 Р/ч [9].

При выключении циклотрона уровень излучения в каньоне снижается, в результате чего спустя 24 ч мощность дозы на мишени составляет 0,2–1 Р/ч [9]. Остаточное излучение к этому времени обусловлено в основном наведенной активностью в конструкционных материалах элементов циклотрона, мишени и бетоне радиационной защиты циклотрона. Элементы циклотрона при его работе подвержены побочному облучению протонного пучка, в результате которого генерируется поток нейтронов, сравнимый по величине с нейтронным потоком, возникающим в облучаемом мишенном материале. Максимальные потоки нейтронов образуются в фольгах из материала Navar, расположенных внутри циклотрона и на входном окне мишени, а также в материале коллиматора (Та). Наибольшая часть производимых нейтронов поглощается в различных конструкционных материалах внутри циклотрона (серебре, меди, алюминии, кремнии, нержавеющей стали, свинце), а также в бетоне стен каньона циклотрона без защиты или бетоне его собствен-

ной радиационной защиты. Участвуя в реакциях нейтронного захвата, они производят долгоживущие РН, создающие наведенную активность в материалах: ^{109}Cd (период полураспада 462 сут) – в серебре тела мишени, ^{65}Zn (243,8 сут) – в меди дуантов и защите радиочастотной системы, ^{56}Co (77,3 сут) – в железе магнита, ^{48}Mn (15,9 сут) – в титане окон мишени, ^{59}Ni ($7,68 \times 10^4$ лет) и ^{55}Fe (2,73 года) – в конструкциях из нержавеющей стали [9]. Так, тепловые нейтроны с энергией 10^{-5} – $0,4$ эВ инициируют в облучаемых материалах ядерные реакции $^{59}\text{Co}(n, \gamma)^{60}\text{Co}$, $^{133}\text{Cs}(n, \gamma)^{134}\text{Cs}$, $^{151}\text{Eu}(n, \gamma)^{152}\text{Eu}$, $^{153}\text{Eu}(n, \gamma)^{154}\text{Eu}$, а быстрые нейтроны с энергией 1–10 МэВ инициируют ядерную реакцию $^{54}\text{Fe}(n, p)^{54}\text{Mn}$ [9, 13]. В бетоне генерируются радионуклиды ^{152}Eu , ^{154}Eu , ^{134}Cs , а также регистрируются на практике ^{60}Co и ^{54}Mn , концентрация которых меняется с его глубиной [13]. Согласно данным работы [14], перечень РН, образующихся в железе и стали, включает в себя ^7Be , ^{11}C , ^{22}Na , ^{24}Na , ^{32}P , ^{42}K , ^{45}Ca , $^{44(\text{m})}\text{Sc}$, $^{46,47,48}\text{Sc}$, ^{48}V , ^{51}Cr , $^{52(\text{m}),54,56}\text{Mn}$, $^{57,58,60}\text{Co}$, а в меди – к этому перечню добавляются ^{65}Ni , $^{61,64}\text{Cu}$, $^{63,65}\text{Zn}$. Присутствие долгоживущих РН, образованных под воздействием протонов и нейтронов на элементы конструкции циклотрона, локально увеличивает уровень радиации около него и создает потенциальную опасность для персонала при техническом обслуживании циклотрона. Так, при выполнении работ в каньоне, предполагающих наличие его контакта с нейтронно-активированными компонентами, мощность экспозиционной дозы испускаемого ими излучения может достигать 1–100 Р/ч [9].

В инициируемых ядерных реакциях при сопутствующем облучении элементов конструкций может высвобождаться высокоэнергетическое γ -излучение, как первичное, так и вторичное. При этом производимое в процессе нейтронного захвата мгновенное γ -излучение обладает существенно большей интенсивностью, чем такое же излучение, испускаемое образующимися продуктами активации. Следует отметить, что уровень облучения, создаваемого циклотроном, зависит от геометрии расположения как его самого, так и детекторов радиационного контроля в каньоне, от используемой защиты циклотрона, а также от энергии ускоряемых на нем частиц. Средняя плотность потока тепловых нейтронов на внешней стороне медицинского циклотрона без собственной защиты составляет величину $\sim 10^5 \text{ см}^{-2} \text{ с}^{-1}$, в то время как в случае самозащитенного циклотрона эта величина на 3 порядка меньше [15]. Бетонная защита стен каньона обеспечивает поддержание мощности экспозиционной дозы на внешней ее стороне при работающем циклотроне на уровне ≤ 1 – 2 мР/ч [9], зависящем от интенсивности ионного пучка, инициируемой ядерной реакции и положения мишени.

Основными видами излучений, создающих опасность для оператора циклотрона, являются высокоэнергетическое γ -излучение и нейтронное излучение. Оператор, находясь в комнате управления циклотроном (пультовой) или в прилегающем к ней пространстве, подвергается облучению фотонами и нейтронами, проникающими во время работы циклотрона в малых количествах через бетонную защиту. В работе [16] измерялась мощность дозы этих излучений, ослабленных бетонной защитой, во время производства ^{18}F и ^{11}C на соответствующих мишенях, устанавливаемых поочередно в одинаковом положении на циклотроне с $E_p = 11$ МэВ без собственной защиты. Для таких измерений использовались датчики радиационного контроля, расположенные в разных производственных помещениях. Установлено, что в операционном режиме при производстве ^{18}F средние мощности дозы γ -излучения (G) и нейтронного

излучения (N) зависят от выбора положения мишени на циклотроне. При ее удаленном расположении от входной двери в каньон зарегистрированные в бетонном коридоре лабиринта (где присутствует, в том числе, и рассеянное излучение) величины G и N составили $25,98 \pm 2,85$ мкЗв/ч и $54,59 \pm 3,84$ мкЗв/ч соответственно, а в пультовой в месте расположения рабочей станции эти величины оказались существенно меньше – $0,31 \pm 0,06$ мкЗв/ч и $0,80 \pm 0,12$ мкЗв/ч соответственно. При производстве ^{11}C , когда генерируются альфа-частицы и γ -излучение, а нейтроны возникают лишь в побочных ядерных реакциях, средние величины G и N , зарегистрированные в пультовой, оказались в 1,9 и 4 раза меньше соответствующих их значений при наработке ^{18}F , но при сохранении соотношения $N > G$.

Приведенные данные показывают, что после прохождения излучениями бетонной защиты вклад нейтронного излучения в уровень радиационного воздействия на оператора циклотрона является преобладающим, отношение N/G при производстве ^{18}F составляет 2,1 и 2,6 в бетонном коридоре лабиринта и в пультовой соответственно и эти значения увеличиваются (\sim в 1,5 раза) при перемещении мишени в ближайшую к двери позицию. Следует отметить, что в измерениях интегральных доз этих излучений (D_N и D_G) при производстве ^{18}F , выполненных в работе [12] внутри каньона циклотрона при локализации детекторов на стене напротив облучаемого бокса с мишенью протонным пучком с энергией 12 МэВ, установлено, что $D_N < D_G$, а отношение D_G/D_N , усредненное за 200 дней работы циклотрона, составляет $1,9 \pm 0,3$. Рассчитанная в [16] с использованием результатов измерений годовая эффективная доза облучения оператора циклотрона составляет $1,39 \pm 0,16$ мЗв – для фотонного излучения и $2,61 \pm 0,14$ мЗв – для нейтронного излучения, т.е. суммарно – 4 мЗв. Кроме того, оператор может получать дополнительную дозовую нагрузку в каньоне при неработающем циклотроне во время выполнения его технического обслуживания и мелких ремонтных работ от остаточного излучения активированных компонентов ускорителя и бетона стен. Согласно данным работы [17], типичная годовая доза облучения оператора циклотрона, установленная с помощью индивидуального дозиметра, составляет около 2 мЗв, т.е. в 2 раза меньше оцененной в [16] дозы, что может говорить о хорошей организации работы с точки зрения РБ в подразделении, где получены эти данные.

2. Радиационные источники РХЛ и дозовая нагрузка на радиохимиков

Основными радиационными источниками в РХЛ, находящейся, как правило, на небольшом расстоянии от каньона, являются радионуклиды, поступающие из циклотрона в «горячие» камеры лаборатории синтеза, а также синтезируемые в них РФЛП с высоким уровнем активности. Так, активность препарата фтордезоксиглюкозы, меченной ^{18}F (^{18}F -ФДГ), может достигать более 300 ГБк. Высокие первоначальные активности, с которыми приходится работать персоналу, обусловлены коротким периодом полураспада РН. Такие РН при их радиоактивном распаде являются источниками позитронного излучения и, как правило, сопутствующего ему γ -излучения (порой значительной интенсивности, например, у ^{82}Rb) со свойственным каждому РН энергетическим спектром. Каждый из применяемых в ПЭТ радионуклидов имеет свой характеристический спектр позитронов, основанный на разделении первоначальной энергии между позитроном и нейтрино, характеризующийся средней

Таблица 2

Радиационные параметры позитронов, эмитируемых при радиоактивном распаде РН [18]

Radiation parameters of positrons, emitted under radioactive decay [18]

РН	$E_{\text{макс}}$, МэВ	Длина пробега в воде, мм	Длина пробега в воздухе, м	$E_{\text{ср}}$, МэВ	Длина пробега в воде, мм	Длина пробега в воздухе, м
^{18}F	0,635	2,15	1,66	0,212	0,46	0,36
^{11}C	0,970	3,80	2,94	0,323	0,85	0,66
^{13}N	1,200	5,00	3,87	0,400	1,15	0,89
^{15}O	1,740	8,00	6,19	0,580	1,80	1,39
^{68}Ga	1,900	9,00	6,96	0,633	2,15	1,66
^{82}Rb	3,150	15,50	11,99	1,050	4,10	3,17

($E_{\text{ср}}$) и максимальной ($E_{\text{макс}}$) энергией позитронов (табл. 2). Кроме того, РН являются косвенными источниками, обуславливающими появление АИ в РХЛ.

В помещениях РХЛ радиационный фон превышает естественный радиационный фон, оставаясь при этом в пределах установленных норм. При работе персонала с РФЛП, прежде всего, во время подготовки препарата и проведения контроля его качества, небольшая часть испускаемых при радиоактивном распаде РН-метки позитронов способна проникать через стенки шприца и производить акты ионизации в среде, в том числе биотканях, давая свой вклад в получаемую персоналом дозу. Поскольку толщина обычно используемых материалов стен здания оказывается достаточной для поглощения энергии позитронов, то сотрудники, работающие за пределами этой лаборатории, не подвергаются облучению этими частицами. Напротив, появляющаяся при распаде ядер высокоэнергетическое γ -излучение и возникающее АИ в среде распространения позитронов обладают большой проникающей способностью и, как следствие, представляют опасность как для персонала лаборатории, так и для людей, находящихся в смежных комнатах.

Доза на все тело радиохимиков при производстве РФЛП с разными РН-метками лежит в диапазоне 0–20 мкЗв на один синтез препарата [17]. Персонал подвергается наибольшей дозовой нагрузке при выполнении технологических операций: синтеза радиомеченных препаратов и наполнения ими флаконов и шприцев в «горячих» защитных камерах, транспортировки, отбора проб и контроля качества РФЛП, утилизации остаточной активности. Получаемая персоналом доза зависит от разных факторов, в частности, от его опыта работы с РФЛП, используемых РН-меток и пр. Так, средние величины дозы сильно варьируют в зависимости от типичного времени, используемого работником на операцию с РФЛП, и размера его рук. Установленная в [12] ежедневная доза на все тело персонала при его работе с ^{18}F -ФДГ и ^{13}N - NH_4^+ (с операционными временами 45 мин и около 4 мин и активностью на выходе из химических модулей 12 ГБк и 3,7 ГБк соответственно) составляет 7 мкЗв. С учетом возникавших нештатных ситуаций с превышением обычной ежедневной лучевой нагрузки годовая эффективная доза персонала на все тело составила $2,4 \pm 0,3$ мЗв, а максимальная доза при нормальной работе была зафиксирована на пальцы левой руки – $1,4$ – $7,7$ мЗв/день. Средние показатели месячной поглощенной дозы установлены на уровне $0,1 \pm 0,04$ мГр (в зависимости от скорости производства материала) – в лаборатории синтеза РФЛП и 5 мГр – в контакте со свинцовым стеклом окна обзора «горячей» камеры [12].

Персонал, занятый производством радиомеченных препаратов в РХЛ, кроме основного источника (РФЛП), может подвергаться также воздействию описанных

выше ИИ в каньоне циклотрона (которым в большей степени подвержены операторы циклотрона, находящиеся ближе к нему). Величины средней мощности дозы γ -излучения и нейтронного излучения, измеренные в комнате синтеза РФЛП, разделенной с каньоном циклотрона пультовой, во время циклотронного производства ^{18}F , составили $0,40 \pm 0,08$ мкЗв/ч и $0,14 \pm 0,02$ мкЗв/ч, соответственно, а при производстве ^{11}C эти величины – ниже в 1,7 и 3,5 раза соответственно [16]. Отношение средних мощностей доз нейтронного излучения и γ -излучения, зарегистрированных при производстве ^{18}F и ^{11}C , составляет 0,35 и 0,17 соответственно, т.е. в обоих случаях N меньше G. При этом суммарная ежегодная эффективная доза γ -излучения и нейтронного излучения, получаемая персоналом РХЛ при циклотронном производстве радионуклидов, рассчитанная с использованием результатов измерений [16], составила $0,25 \pm 0,01$ мЗв. Она существенно ниже дозы, получаемой оператором циклотрона, и общей дозы, получаемой радиохимиками в РХЛ.

3. Источники ИИ в отделении ПЭТ-диагностики и дозы облучения медицинского персонала

Главными источниками ИИ в ПЭТ-отделении являются радиомеченные препараты, доставляемые из РХЛ, готовые для применения РФЛП в шприцах, пациенты с введенным в организм РФЛП («активные» пациенты), образцы крови, взятые у них во время ПЭТ-исследования для изучения метаболического процесса, а также компьютерный томограф совмещенного ПЭТ/КТ-сканера в операционном режиме. Медицинский персонал работает с препаратами, характеризующимися высокой активностью. Так, рекомендуемая для введения пациенту величина активности ^{18}F -ФДГ лежит в диапазоне 2,5–5 МБк/кг [19]. Персонал подвергается воздействию позитронного и γ -излучения, эмитируемых при радиоактивном распаде РН в составе РФЛП, а также воздействию АИ: во время приготовления индивидуальной дозы (разбавления препарата до нужной удельной активности), ее введения пациенту и измерения остаточной активности, контакта с «активным» пациентом при подготовке к исследованию, его сопровождения к ПЭТ-сканеру, позиционирования на ложе, сканирования и дальнейшего сопровождения вплоть до момента его выхода из ПЭТ-отделения. Средняя поглощенная доза ИИ внутри сканерной комнаты (у входной двери) составляет $0,06$ мГр/мес при потоке 5 пациентов в день [12].

Испускаемые при радиоактивном распаде РН позитроны обладают большим потенциалом ионизации и представляют серьезную опасность для персонала и пациентов, на которых они оказывают воздействие. Расстояние, проходимое позитроном в веществе до столкновения с электроном и последующей их аннигиляции, прямо пропорционально его энергии и обратно пропорционально плотности этого вещества. Позитронное излучение, исходящее из шприца с РФЛП, способно проникать через его пластиковые стенки (в случае РН-меток ^{15}O и ^{82}Rb – наибольшая часть испускаемых ими позитронов, а в случае ^{18}F – меньшая их часть), воздействуя на окружающих людей. Так, испускаемые ^{15}O позитроны с энергией $E_{\text{макс}}$ могут пройти путь в воздухе свыше 6 м, а такие же позитроны, эмитируемые ^{82}Rb – почти 12 м, прежде чем будут полностью поглощены (табл. 2). Поэтому медперсонал оказывается в зоне досягаемости позитронов внутри всего помещения, где ведутся работы с РФЛП, меченными ^{15}O и ^{82}Rb . При работе с препаратами, меченными ^{18}F , он будет в зоне досягаемости наиболее энергетических позитронов с радиусом более 1,5 м от их источника. Испускаемые любыми РН позитроны в ПЭТ-отделении бу-

дут поглощены внутри помещений, где находятся РФЛП либо «активные» пациенты при закрытой двери в него, и не представляют опасность для персонала в соседних комнатах [18]. При этом инициируемое ими АИ способно оказывать вредное воздействие на медперсонал и пациентов, а также на людей в смежных комнатах. Кроме того, опасность для работников отделения может представлять тормозное излучение, значительное количество которого способны генерировать испускаемые радионуклидами высокоэнергетические позитроны (например, ^{82}Rb) при их замедлении в среде распространения. Однако интенсивность этого излучения, зависящая от атомного номера материала среды (Z) и энергии позитронов, сильно ограничена в материалах ПЭТ-отделения, характеризующихся низким Z . Уровень воздействия рентгеновского излучения на персонал при штатном проведении КТ-сканирования во время комбинированного ПЭТ/КТ-обследования пациента также бывает обычно низким [20].

«Активный» пациент является источником АИ и позитронного излучения. При этом γ -спектр излучения, исходящего из тела пациента с введенным РФЛП, отличается от спектра точечного источника этого РФЛП в воздухе вследствие большого количества актов рассеяния испускаемых РН-меткой фотонов внутри тела пациента. Кроме того, выходящее из тела позитронное излучение оказывается ослабленным в результате его поглощения в биотканях, поскольку такая характеристика, как максимальная длина пробега позитронов ^{18}F в воде составляет всего 2,15 мм [18]. Тем не менее, из-за высокоэнергетических фотонов и позитронов, обладающих значительными длинами пробега в воздухе (табл. 2), величина мощности дозы выходящего из тела «активного» пациента излучения достаточно велика. Так, в расчете на единицу активности введенного пациенту препарата ^{18}F -ФДГ она составляет (на расстоянии 1 м на уровне его груди) 0,055–0,150 мкЗв/МБк·ч [21], 0,147 мкЗв/МБк·ч [22]. При этом мощность дозы этого источника непостоянна во времени и достаточно быстро снижается. Так, в работе [23] установлено, что при введении пациентам ($n = 29$) ^{18}F -ФДГ с активностью в диапазоне от 226 до 440 МБк средняя мощность дозы излучения «активного» пациента на расстоянии 1 м от него составляет $39,7 \pm 1,9$ мкЗв/ч – сразу после инъекции, $21,1 \pm 4,5$ мкЗв/ч – спустя 53–100 мин перед ПЭТ/КТ-исследованием и $14,3 \pm 2,9$ мкЗв/ч – перед выходом пациента из ПЭТ-центра. В работе [24] при ПЭТ-обследовании 50 «активных» пациентов показано, что в среднем мощность дозы за время пребывания в отделении снижается относительно равномерно с 27–30 мкЗв/ч до 8–9 мкЗв/ч. Эти данные могут говорить о незначительном вкладе излучения покидающего ПЭТ-отделение «активного» пациента в дозовую нагрузку населения.

Мощность дозы излучения от введенного в организм ^{18}F -ФДГ во много раз превышает мощность дозы излучений от вводимых пациентам препаратов на основе $^{99\text{m}}\text{Tc}$ для проведения исследований методом однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ). Так, мощность дозы излучения, выходящего из тела пациента с введенным препаратом $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP, составляет 0,0135 мкЗв/МБк·ч [21]. Таким образом, «активный» пациент с введенным препаратом ^{18}F -ФДГ является более потенциально опасным источником излучения, чем такой же пациент, проходящий процедуру ОФЭКТ с препаратами, мечеными $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Кроме того, «активные» пациенты являются источниками выделения/экскреции радиоактивных веществ, характеризующихся повышенной опасностью для окружающей среды, создающих

возможность их попадания при физическом контакте внутрь организма работников. Поэтому на время нарастания накопления РФЛП в тканях тела пациента для проведения ПЭТ-исследования такие пациенты изолируются в отдельной комнате.

Суммарная средняя доза излучений, действующих на персонал на всех этапах подготовки и проведения одного ПЭТ-исследования, согласно результатам ряда исследований, лежит на уровне 9,3 мкЗв [21]. При этом наибольшей лучевой нагрузке среди персонала подвергаются медсестры, осуществляющие подготовку индивидуальной дозы РФЛП и ее внутривенное введение пациенту [21, 25, 26]. Доза на все тело, получаемая медсестрой за одну процедуру введения дозы, на единицу введенной активности ^{18}F -ФДГ, составляет 0,019 мкЗв/МБк [21], что хорошо коррелирует со средним ее значением, определенным по результатам других работ. Так, согласно [26], доза профессионального облучения составляет 20–25 нЗв на 1 МБк введенного пациенту препарата, и для средней вводимой пациенту активности 350 МБк предел допустимой дозы на все тело (20 мЗв/год) может достигаться персоналом после обслуживания около 3 тыс. пациентов в год.

Согласно проведенным в [30] оценкам, примерное соотношение доз, получаемых персоналом при подготовке и инъекции дозы пациенту и при непосредственном контакте с ним после введения РФЛП, составляет 3:2. По данным исследования [25], проведенного с участием 140 пациентов, вклады в среднюю дозу на все тело, доставляемую персоналу на этапах подготовки и проведения ПЭТ с ^{18}F -ФДГ, составляют: при приготовлении дозы препарата – 9 %, инъекции РФЛП – 32 %, подготовке пациента к сканированию – 6 %, сканировании – 18 %, снятии катетера – 9 %, убытии пациента – 14 %, прочих действиях – 12 %. В [27] установлено, что средняя доза медицинского персонала, полученная в результате наполнения шприца препаратом ^{18}F -ФДГ, составляет 1 мкЗв/шприц, его внутривенной инъекции – 3 мкЗв/пациент, забор крови и проведения количественных исследований – 6 мкЗв/исследование, позиционирования пациента на столе и обращения с ним – 6 мкЗв/исследование. Согласно [18], уровень радиационного воздействия на персонал, участвующий в обследовании пациента методом ПЭТ, с проведением количественных исследований путем взятия серии образцов крови у пациента оказывается минимум в 2 раза выше, чем во время такого обследования без использования таких образцов.

Использование шприца с защитой от АИ приводит к снижению средней дозы на все тело медперсонала при введении ^{18}F -ФДГ с 2,5 мкЗв/инъекцию до 1,4 мкЗв/инъекцию ($p < 0,001$) [28]. Уровень получаемой персоналом дозы удается существенно снизить при проведении мероприятий по оптимизации его работы путем максимизации расстояния между персоналом и «активными» пациентами и использовании специальных устройств и защитных экранов. Так, в [25] показано, что общую дозу на все тело, получаемую медицинскими работниками, выполняющими все этапы подготовки и проведения ПЭТ, в расчете на одного пациента удается снизить за время оптимизационного исследования (4 года) с 9,5 мкЗв до 4,8 мкЗв. Применение специальной конструкции шприца, полуавтоматических инжекторов, а также телемедицинских технологий для сопровождения «активного» пациента [29] также позволило добиться значительно меньшей эффективной дозы, получаемой персоналом за время всех этапов подготовки и проведения ПЭТ, составившей $2,98 \pm 1,80$ мкЗв (при вводимой активности ^{18}F -ФДГ – 294 ± 78 МБк; $n = 48$).

Доза на пальцы медицинских работников может быть существенно больше, чем на все тело. Наибольший вклад в нее вносит операция подготовки шприца с РФЛП. Так, при обращении с незащищенным шприцем получаемая доза облучения персонала на пальцы за время заполнения шприца с ^{18}F -ФДГ и ее инъекции пациенту составляет 1,2 мкЗв/МБк и 0,93 мкЗв/МБк соответственно [30]. Применение шприца с защитой от АИ позволяет снизить среднюю дозу на кисти рук, получаемую за 1 инъекцию этого препарата по сравнению с применением незащищенного шприца на 44–50 % [30]. Доза на пальцы работника, получаемая в результате приготовления препарата ^{18}F -ФДГ и его инъекции пациенту, может быть снижена при использовании полуавтоматического инжектора до 0,2–0,6 мкЗв/МБк [29]. Применение автоматического аппарата фасовки/инъекции РФЛП позволяет снизить эту дозу более чем на 95 % [30].

4. Дозы облучения пациентов ПЭТ-Центра

Пациенты, проходящее ПЭТ/КТ-исследование, подвергаются как внутреннему облучению γ -излучением (в том числе АИ) и позитронным излучением введенного в организм РФЛП, так и внешнему рентгеновскому облучению при КТ-сканировании. Средняя эффективная доза внешнего облучения варьирует в пределах от 1 до 20 мЗв в зависимости от области сканирования и задач исследования (низкодозового / диагностического режима, количества фаз КТ-сканирования и пр.), и она может быть даже выше при выполнении диагностического КТ-сканирования высокого разрешения [19]. Ее вклад в общую дозу облучения пациента при исследовании всего тела может составлять от 65 до 95 % [31]. Так, согласно данным [31], средняя эффективная доза на все тело, получаемая пациентом при КТ-сканировании, выполненном при среднем значении DLP 800 от 400 до 1700 Мгр \times см, составляет 12 мЗв, в то время как при многофазных КТ-сканированиях с контрастом при исследовании всего тела она может достигать уровня 25–30 мЗв.

Средняя доза внутреннего облучения пациента от введенного в организм РФЛП чаще всего оказывается ниже получаемой им дозы внешнего облучения. Так, в случае инъекции ^{18}F -ФДГ группе пациентов со средней активностью 280 МБк (200–390 МБк) величина средней эффективной дозы составила 5,3 мЗв [31], а, согласно [32], при введении такого же препарата с активностью 312 МБк (227–420 МБк) она установлена на уровне $4,40 \pm 0,61$ мЗв. Согласно [33], эффективная доза, получаемая пациентом в расчете на единицу активности введенного препарата, составляет $1,9 \times 10^{-2}$ мЗв/МБк.

Поскольку доза, получаемая пациентом во время трансмиссионного КТ-сканирования всего тела, больше дозы, получаемой при ПЭТ-исследовании, это обстоятельство накладывает ограничение на введение в общее употребление такого сканирования. В целях уменьшения общей эффективной дозы применяется низкодозовая КТ. В этом случае полученная пациентом общая доза при прохождении процедуры ПЭТ/КТ-исследования с ^{18}F -ФДГ значительно снижается – до уровня ~ 10 мЗв, а доза внешнего рентгеновского излучения (2–4 мЗв) оказывается существенно меньше дозы внутреннего облучения (6–7 мЗв) [20].

Заключение

Проведенный анализ литературных данных дозиметрических измерений в ПЭТ-центрах показал наличие у них заметных расхождений, которые могут быть вызваны отличающимися условиями их проведения, разными количествами измерений на одного работника и прочими объективными причинами. Так, уровень облучения,

создаваемого циклотроном, зависит от геометрии его расположения в каньоне, локализации датчиков радиационного контроля, используемой защиты циклотрона, а также от энергии ускоряемых на нем частиц, интенсивности ионного пучка и инициируемой ядерной реакции.

При облучении мишени ^{18}O - H_2O протонным пучком с $E_p = 17$ МэВ образуются значительные по величине потоки нейтронов и фотонов, обеспечивающие основной вклад в мощность экспозиционной дозы, составляющую ~ 10 Р/ч в каньоне циклотрона и ≤ 1 –2 мР/ч – на внешней стороне его бетонной защиты. Мощность дозы γ -излучения в области за облучаемой мишенью – 2,46 Зв/ч. Наведенная активность в конструкционных материалах элементов циклотрона, мишени и бетоне радиационной защиты спустя сутки после окончания его работы обеспечивает мощность дозы на уровне 0,2–1 Р/ч. Во время производства ^{18}F на циклотроне с $E_p = 11$ МэВ суммарная мощность дозы нейтронного и γ -излучения зависит от локализации мишени и составляет: в коридоре лабиринта каньона – 80,57 мкЗв/ч; пультовой – 1,11 мкЗв/ч; комнате синтеза РФЛП – 0,54 мкЗв/ч. При этом мощность нейтронного излучения в коридоре лабиринта и пультовой в зависимости от положения мишени оказывается в 2–4 раза больше мощности γ -излучения. Типичная годовая доза оператора циклотрона по данным дозиметрии составляет около 2 мЗв в год.

Персонал РХЛ подвергается воздействию позитронного и γ -излучения испытывающих радиоактивный распад РН, возникающего АИ, а также нейтронного излучения (во время производства РН на циклотроне). Основной вклад в радиационный фон создается γ -излучением, включая АИ. Поглощенная доза, измеренная в контакте со свинцовым стеклом окна обзора «горячей» камеры при синтезе РФЛП, в 50 раз выше, чем в других местах РХЛ. Получаемая персоналом доза на все тело в РХЛ, где основным синтезируемым препаратом является ^{18}F -ФДГ, составляет 2,4 мЗв/год, а максимальная доза на пальцы рук – 1,4–7,7 мЗв/день.

Главными источниками ИИ в ПЭТ-отделении являются РФЛП во флаконах и шприцах, «активные» пациенты, а также образцы крови, взятые у них для количественных исследований. Доза медперсонала на все тело, осуществляющего приготовление ^{18}F -ФДГ в шприце и ее введение пациенту, составляет в расчете на единицу введенной активности препарата 0,019 мкЗв/МБк, доза на пальцы его рук существенно больше – 2–3 мкЗв/МБк. Величина мощности дозы излучения, выходящего из тела «активного» пациента с введенным ^{18}F -ФДГ (на расстоянии 1 м на уровне его груди), находится в диапазоне 0,055–0,150 мкЗв/МБк \cdot ч, что обеспечивает получение дозы медперсоналом при контакте с ним, составляющей 40 % от общей его дозы на всех этапах проведения ПЭТ. Уровень общей дозы персонала существенно возрастает с проведением количественных исследований ПЭТ, когда доза на все тело работника, выполняющего этот этап, может достигать 6 мкЗв/исследование.

Применение специальной конструкции шприца, полуавтоматических инжекторов, а также телемедицинских технологий для сопровождения «активного» пациента позволяет снизить эффективную дозу, получаемую персоналом за время всех этапов подготовки и проведения ПЭТ с ^{18}F -ФДГ до ~ 3 мкЗв. Защищенный от АИ шприц по сравнению с незащищенным шприцем снижает дозу на все тело при введении ^{18}F -ФДГ в 1,8 раза, а среднюю дозу на кисти рук, получаемую за одну инъекцию этого препарата – до 50 %. При использовании полуавтоматического инжектора доза на пальцы работника, получаемая при приготовлении препарата ^{18}F -ФДГ и

его инъекции пациенту, может быть снижена до 0,2–0,6 мкЗв/МБк, а автоматического аппарата фасовки/инъекции РФЛП – более чем на 95 %.

Пациенты при прохождении ПЭТ/КТ-исследования подвергаются как внутреннему облучению γ -квантами (включая АИ) и позитронами введенного в организм РФЛП, так и внешнему рентгеновскому облучению во

время КТ-сканирования. Эффективная доза, получаемая ими при ПЭТ-исследовании с ^{18}F -ФДГ и при КТ-сканировании, составляет приблизительно 2×10^{-2} мЗв/МБк и 1–20 мЗв (в зависимости от области сканирования и задач исследования) соответственно. Вклад рентгеновского излучения в общую дозу, получаемую пациентами при исследовании всего тела, может составлять 65–95 %.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Qaim S.M. Cyclotron Production of Medical Radionuclides. V. 4. Handbook of Nuclear Chemistry. Ed. Vértes A., Nagy S., Klencsár Z. Berlin, Springer, 2011. P. 1903–1933.
2. Miller P.W., Long N.J., Vilar R., Gee A.D. Synthesis of ^{11}C , ^{18}F , ^{15}O and ^{13}N Radiolabels for Positron Emission Tomography. *Angew Chem. Int. Ed. Engl.* 2008;47:8998–9033. DOI: 10.1002/anie.200800222.
3. Хмелев А.В. Позитронная эмиссионная томография: физико-технические аспекты. М.: Тривант. 2016. 336 с. [Khmelev A.V. *Pozitronnaya Emisionnaya Tomografiya: Fiziko-Tekhnicheskiye Aspekty* = Positron Emission Tomography: Physical and Technical Aspects. Moscow, Trovant Publ., 2016. 336 p. (In Russ.)].
4. Abolaban F.A., Alawi M., Taha E., Elmoujarkach E., Banoqitah E., Al-hawsawi A., et al. Estimation of Thermal & Epithelial Neutron Flux and Gamma Dose Distribution in a Medical Cyclotron Facility for Radiation Protection Purposes Using Gold Foils and Gate 9. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 2021;193:1-2:176–184. DOI: 10.1093/rpd/ncab034.
5. Donmoon T., Chamroonrat W., Tuntawiroon M. Radiation Exposure to Nuclear Medicine Staffs During ^{18}F -FDG PET/CT Procedures at Ramathibodi Hospital. *Journal of Physics. Conference Series.* 2016;694:012061. DOI:10.1088/1742-6596/694/1/012061.
6. Lecchi M., Malaspina S., Del Sole A. Effective and Equivalent Dose Minimization for Personnel in PET Procedures: how Far Are we from the Goal? *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2016;43:2279–2282. DOI: 10.1007/s00259-016-3513-3.
7. Benatar N.A., Cronin B.F., O' Doherty M.J. Radiation Dose Rates from Patients Undergoing PET: Implications for Technologists and Waiting Areas. *Eur. J. Nucl. Med.* 2000;27:5:583–539. DOI: 10.1007/s002590050546.
8. Berberoglu K. External Radiation Exposure Rate after ^{18}F -FDG PET/CT Examination. *Radioprotection.* 2019;54:2:113–116. DOI: 10.1051/radiopro/2019010.
9. Hichwa R.D. Production of PET Radioisotopes and Principles of PET Imaging. Chapter 23. *Nuclear Medicine.* V.1. Ed. Henkin R.E., Bova D., Dillehay C.L., Halama J., Karesh S.M., Wagner R.H., et al. New York, Mosby-York Book, 1996. 1500 p.
10. Radiopharmaceuticals for Positron Emission Tomography: Methodological Aspects. Ed. Stocklin G., Pike V.W. New York, WILEY, 1993. 180 p.
11. Braccini S. Compact Cyclotrons and Their Use for Radioisotope Production and Multi-Disciplinary Research. 21st International Conference on Cyclotrons and Their Applications. Proceedings of Cyclotron 2016, 2016 Sept 11-16, Europe/Zurich. Zurich, Switzerland, 2016. P. 229-234.
12. Gonzales L., Vano E., Cordeiro C.A., Carreras J.L. Preliminary Safety Evaluation of a Cyclotron Facility for Positron Emission Tomography Imaging. *Eur. J. Nucl. Med.* 1999;26:894–899. DOI: 10.1007/s002590050464.
13. Iwai S., Nobuhara F., Tanaka M., Nagasawa N. Investigation of Activation Range for Self-Shielded PET Cyclotron. *Progress in Nuclear Science and Technology.* 2019;6:217–220. DOI: 10.15669/pnst.6.217.
14. Paans AMJ. Positron Emission Tomography. *Acta. Physica. Polonica.* 1999;B 30;5:1619–1628.
15. Fujibuchi T., Horitsugi G., Yamaguchi I., Eto A., Iwamoto Ya., Obara S., et al. Comparison of Neutron Fluxes in an 18-MeV Unshielded Cyclotron Room and a 16.5-MeV Self-Shielded Cyclotron Room. *Radiol. Phys. Technol.* 2012;5;2:156–165. DOI: 10.1007/s12194-012-0149-2.
16. Biegała M., Jakubowska T. Levels of Exposure to Ionizing Radiation among the Personnel Engaged in Cyclotron Operational and Personnel Engaged in the Production of Radiopharmaceuticals Based on Radiation Monitoring System. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 2020;189;1:56–62. DOI:10.1093/rpd/ncaa012.
17. Schober O., Lottes G. Positron Emission Tomography and Radiation Exposure. *Nuklearmedizin.* 1994;33;5:174–177.
18. Brown T.F., Yasillo N.J. Radiation Safety Consideration for PET Center. *J. Nucl. Med. Technol.* 1997;25:96–102.
19. Boellaard R., O'Doherty M.J., Weber W.A., Mottaghy F.M., Lonsdale M.N., Stroobants S.G., et al. FDG PET and PET/CT: EANM Procedure Guidelines for Tumour PET Imaging: Version 1.0. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2010;37;1:181–200. DOI: 10.1007/s00259-009-1297-4.
20. Leide-Svegborn S. Radiation Exposure of Patients and Personnel from a PET/CT Procedure with ^{18}F -FDG. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 2010;139;1-3: 208–213. DOI: 10.1093/rpd/ncq026.
21. Anderson J.A. and Mathews D. Site Planning and Radiation Safety in the PET Facility Department of Radiology, the University of Texas Southwestern Medical Center at Dallas, Dallas, TX 75390-9071. URL: <https://www.aapm.org/meeting>.
22. Radiation Protection in Newer Medical Imaging Techniques: PET/CT. Safety Reports Series. № 58. Vienna, IAEA, 2008.
23. Gunes B.Y., Erez O., Gündoğan C., Ergü N. The Evaluation of External Dose Rate Measurements of Patients During and after F-18 FDG PET/CT Imaging and Appropriate Discharge Time from PET/CT Department. *Istanbul Med. J.* 2019;20;3:188–192. DOI:10.4274/imj.galenos.2018.85698.
24. Тарутин И.Г., Барановский О.А., Емельяненко Е.В. Аспекты радиационной безопасности ПЭТ-КТ диагностики. Электронный ресурс: <https://elib.bsu.by/handle/123456789/171735>. [Tarutin I.G., Baranovskiy O.A., Emelyanenko E.V. Radiation Safety Aspects of PET Diagnostics. URL: <https://elib.bsu.by/handle/123456789/171735> (In Russ.)].
25. Peet D.J., Hussein M., Alsafi K., Spyrou N. Radiation Protection in Fixed PET/CT Facilities – Design and Operation. *Br. J. Radiol.* 2012;85;1013:643–646. DOI: 10.1259/bjr/32969351.
26. Seierstad T., Strandén E., Bjerling K., Evensen M., Holt A., Michalsen H.M., et al. Doses to Nuclear Technicians in a Dedicated PET/CT Centre Utilizing ^{18}F Fluorodeoxyglucose (FDG). *Radiat. Prot. Dosimetry.* 2007;123;2:246–249. DOI: 10.1093/rpd/nc1141.
27. Linemann H., Will E., Beuthien-Baumann B. Investigations of Radiation Exposure of the Medical Personnel During F-18-FDG PET Studies. *Nuklearmedizin.* 2000;39;3:77–81.
28. Roberts F.O., Gunawardana D.H., Pathmaraj K., Wallace A., Lu P., Mi T., et al. Radiation Dose to PET Technologists and Strategies to Lower Occupational Exposure. *J. Nucl. Med. Technol.* 2005;33;1:44–47.
29. Guillet B., Quentin P., Waultier S., Bourrelly M., Pisano P., Mundler O. Technologist Radiation Exposure in Routine Clinical Practice with ^{18}F -FDG PET. *J. Nucl. Med. Technol.* 2005;33:175–179.
30. Alenezi A., Soliman K. Trends in Radiation Protection of Positron Emission Tomography/ Computed Tomography Imaging. *ICRP 2013 Proceedings.* 2013. P. 259–275.
31. Чипига Л.А., Звонова И.А., Рыжкова Д.В., Меньков М.А., Долгушин М.Б. Уровни облучения пациентов и возможные пути оптимизации ПЭТ-диагностики в России // Радиационная гигиена. 2017. Т.10, № 4. С. 31–43. DOI: 10.21514/1998-426X-2017-10-4-31-43. [Chipiga L.A., Zvonova I.A., Ryzhkova D.V., Menkov M.A., Dolgushin M.B. Levels of Patient Irradiation and Possible Ways of PET Diagnostics Optimization in Russia. *Radiatsionnaya Gigiyena = Radiation Hygiene.* 2017;10;4:31–43 (In Russ.)].
32. Khamwan K., Krisanachinda A., Pasawang P. The Determination of Patient Dose from ^{18}F -FDG PET/CT Examination. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 2010;141;1:50–55. DOI: 10.1093/rpd/ncq140.
33. ICRP Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 106. *Ann. ICRP.* 2008;38;1-2:1–197.

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование выполнено при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации в рамках государственного задания на 2023 год № 075-01590-23-00-22-00 и плановый период на 2024–2025 гг.

Участие авторов. Статья подготовлена с одним автором.

Поступила: 20.02.2022. Принята к публикации: 27.03.2023.

Conflict of interest. The author declare no conflict of interest.

Financing. The research is performed with the support of the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation within State Assignment as of 2023 № 075-01590-23-00-22-00 and prospected period as of 2024–2025.

Contribution. Article was prepared with one participation of the authors.

Article received: 20.02.2022. Accepted for publication: 27.03.2023.