

ИОНИЗИРУЮЩИЕ ИЗЛУЧЕНИЯ В ПЭТ-ЦЕНТРЕ И УРОВЕНЬ ИХ ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ПЕРСОНАЛ И ПАЦИЕНТОВ

А.В. Хмелев

Республиканский исследовательский научно-консультационный
центр экспертизы Минобрнауки РФ, Москва
Российская медицинская академия непрерывного профессионального
образования Минздрава РФ, Москва

СОДЕРЖАНИЕ

Введение

1. Мощность дозы гамма- и нейтронного излучения в блоке циклотрона
2. Ионизирующие излучения в радиохимической лаборатории и дозы персонала
3. Источники ионизирующего излучения в ПЭТ-отделении и их вклад в лучевую нагрузку на персонал
4. Дозы облучения пациентов при проведении ПЭТ/КТ-исследований

Выводы

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

DOI: 10.52775/1810-200X-2023-97-1-98-109

Введение

В настоящее время растет доля диагностических исследований в ядерной медицине (ЯМ) с использованием технологии позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ), осуществляемой в совместных 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 производства на циклотроне позитронно-излучающих 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, но и нейтронного и позитронного излучения, а пациенты – высокоэнергетическо-

го γ -излучения и позитронного излучения [3, 4]. Для оптимального планирования такого объекта и обеспечения радиационной безопасности (РБ) персонала в нем необходимо иметь полноценные данные о мощности дозы ионизирующих излучений (ИИ), присутствующих в ПЭТ-центре и определяющих получаемые от них дозы. Кроме того, актуальным является детальный анализ данных многочисленных исследований (зачастую трудно сопоставимых между собой из-за разных условий их получения) об уровнях и мерах по снижению облучения персонала, осуществляющего управление циклотроном и его техническое обслуживание, работающего с РН и РФЛП, а также пациентов, проходящих процедуру ПЭТ/КТ-обследования [4–7], 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 мощности дозы основных типов излучений, производимых в ПЭТ-центре, и о получаемых дозах облучения его персоналом и пациентами.

1. Мощность дозы гамма- и нейтронного излучения в блоке циклотрона

На практике наиболее часто в качестве ускорителя для производства РН для ПЭТ используются медицинские циклотроны (цикли-

ческие ускорители) с токами выводимого пучка частиц на мишени 10–40 мкА (газовые мишени) и 10–25 мкА (жидкостные мишени) [7]. 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 в ней при облучении мишенного материала ядерными реакциями и образующимися в таких реакциях 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 радиоактивность в облучаемых материалах.

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 лучевую нагрузку персонала, находящегося в радиационно-защитных помещениях вне каньона. При этом поглощение ускоренных частиц в материале мишени, сопровождающееся потерей их энергии и переводом стабильных ядер атомов в нестабильные состояния, приводит к образованию целевых РН. В табл. 1 приведены

Таблица 1

Параметры циклотронной наработки основных β^+ -эмиттеров для ПЭТ [8]
Parameters of cyclotron produced basic radionuclides for PET [8]

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

данные 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 [8], 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 ^{18}F при облучении в течение 2-х 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 теоретической, но может достигать большого уровня – более 600 ГБк [9]. 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, дающее свой значительный вклад в суммарную мощность дозы γ -излучения в помещениях блока циклотрона.

Циклотрон с умеренной энергией протонного пучка (10–20 МэВ) при штатной его эксплуатации оказывается окруженным интенсивным полем излучения, создаваемым не только испытывающими радиоактивный распад наработанными в мишени РН, но и различными высокоэнергетическими частицами, образующимися при протекании указанных в табл. 1 ядерных реакций. Так, в мишени $^{18}\text{O}-\text{H}_2\text{O}$, 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 $(4,50 \pm 0,88) 10^5 \text{ см}^{-2}\text{с}^{-1}$ и $(2,13 \pm 0,09) 10^6 \text{ см}^{-2}\text{с}^{-1}$ 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) [10]. 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 [7].

При выключении циклотрона уровень излучения в каньоне снижается, в результате чего мощность дозы на мишенях, спустя 24 ч, составляет 0,2–1 Р/ч [7]. 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 окне мишени, а также в материале коллиматора (Та). Наибольшая часть производимых нейтронов поглощается в различных материалах внутри циклотрона (серебре, меди, алюминии, кремнии, нержавеющей стали, свинце), а также в бетоне стен каньона незащищенного циклотрона или бетоне его собственной 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 для производства ^{18}F , ^{65}Zn (243,8 сут) – в меди дуантов и защите радиочастотной системы, ^{56}Co (77,3 сут) – в железе магнита, ^{48}M (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 [7]. 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 производят ядерную реакцию $^{54}\text{Fe}(n,p)^{54}\text{Mn}$ [7, 11]. В бетоне генерируются радионуклиды ^{152}Eu , ^{154}Eu , ^{134}Cs , а также регистрируемые на практике ^{60}Co и ^{54}Mn , концентрация которых меняется с его глубиной [11]. Согласно данным работы [12], перечень РН, образующихся в железе и стали, включает в себя ^7Be , ^{11}C , ^{22}Na , ^{24}Na , ^{32}P , ^{42}K , ^{45}Ca , $^{44(m)}\text{Sc}$, $^{46,47,48}\text{Sc}$, ^{48}V , ^{51}Cr , $^{52(m),54,56}\text{Mn}$, $^{57,58,60}\text{Co}$, 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, ло-

кально увеличивает уровень радиации около него и создает потенциальную опасность для персонала при техническом обслуживании циклотрона. Так, при выполнении работ в каньоне, предполагающих наличие контакта персонала с нейтронно-активированными компонентами, мощность экспозиционной дозы испускаемого ими излучения может достигать 1–100 Р/ч [7].

В ядерных реакциях, инициируемых при сопутствующем облучении элементов конструкций, может высвобождаться высокоэнергетическое γ -излучение, как первичное, так и вторичное. При этом образующееся в процессе нейтронного захвата γ -излучение обладает существенно большей интенсивностью, чем такое же излучение, производимое образующимися продуктами активации. Следует отметить, что уровень облучения, создаваемого циклотроном, зависит от геометрии расположения его самого и детекторов радиационного контроля в каньоне, используемой защиты циклотрона, а также энергии ускоряемых на нем частиц. Плотность потока тепловых нейтронов на внешней стороне медицинского циклотрона без собственной защиты составляет величину порядка $10^5 \text{ см}^{-2}\text{с}^{-1}$, в то время как в случае самозащищенного циклотрона эта величина существенно меньше – $10^2 \text{ см}^{-2}\text{с}^{-1}$ [13]. Бетонная защита стен каньона обеспечивает поддержание мощности экспозиционной дозы на внешней ее стороне при работающем циклотроне на уровне $\leq 1\text{--}2 \text{ мР/ч}$ [7], 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 подвергается облучению фотонами и нейтронами, проникающими во время работы циклотрона в малых количествах через бетонную защиту, находясь в комнате управления циклотроном (пультовой) и прилегающему к ней пространству. В работе [14] измерялась мощность дозы этих излучений, ослабленных бетонной защитой, во время производства ^{18}F и ^{11}C (с общим количеством 146 и 68 циклов в год соответственно) на мишенях, устанавливаемых поочередно в одинаковом положении на циклотроне с $E_p=11 \text{ МэВ}$ без собственной защиты. Для таких измерений использовались детекторы радиационного контроля окружающей среды, устанавливаемые в разных производственных помещениях. Уста-

новлено, что в операционном режиме при производстве ^{18}F средняя мощность дозы γ -излучения (G) и нейтронного излучения (N) зависит от выбора положения мишени на циклотроне. При ее удаленном расположении от входной двери в каньон зарегистрированные в бетонном коридоре лабиринта каньона у двери, где присутствует в том числе рассеянное излучение, величины G и N составили $25,98 \pm 2,85 \text{ мкЗв/ч}$ и $54,59 \pm 3,84 \text{ мкЗв/ч}$ соответственно, а в пультовой в месте расположения рабочей станции эти величины существенно меньше – $0,31 \pm 0,06 \text{ мкЗв/ч}$ и $0,80 \pm 0,12 \text{ мкЗв/ч}$ 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 в выбранных точках измерений после прохождения излучениями бетонной защиты, величина N больше величины G, т.е. вклад нейтронного излучения в уровень радиационного воздействия на оператора циклотрона является преобладающим.

Так, при производстве ^{18}F отношение N/G при выбранном положении мишени составляет 2,1 и 2,6 в бетонном коридоре лабиринта и в пультовой соответственно, а при установке мишени в ближайшую к двери позицию на циклотроне это отношение увеличивается до 3,6 и 4,1 соответственно. Вместе с тем, в измерениях интегральных доз этих излучений (D_N и D_G) при производстве ^{18}F , выполненных 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 $1,9 \pm 0,3$ [10].

Годовая доза облучения оператора циклотрона, полученная им за 214 производственных циклов наработки РН, рассчитанная с использованием результатов измерений мощности дозы излучений при радиационном мониторинге окружающей среды [14] в предположении его нахождения 95 % времени в пультовой, составляет для фотонного излучения $1,39 \pm 0,16 \text{ мЗв}$, а для нейтронного излучения $2,61 \pm 0,14 \text{ мЗв}$, т.е. суммарно 4 мЗв. Кроме того, оператор может получать дополнительную

лучевую нагрузку в каньоне при неработающем циклотроне во время выполнения его технического обслуживания и мелких ремонтных работ от остаточного излучения, исходящего от активированных компонентов ускорителя и бетона стен. Согласно данным работы [15], типичная годовая доза оператора циклотрона по результатам измерений с применением индивидуальных дозиметров составляет около 2 мЗв в год, т.е. в 2 раза меньше оцененной в [14] дозы, что может говорить о хорошо организованной работе персонала в данном подразделении с точки зрения РБ.

2. Ионизирующие излучения в радиохимической лаборатории и дозы облучения персонала

Основными радиационными источниками в радиохимической лаборатории (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 (значительной интенсивности, например, у ^{82}Rb) со свойственным каждому РН энергетическим спектром, а также косвенными источниками аннигиляционного излучения. Каждый из применяемых в ПЭТ радионуклидов имеет свой характерный спектр позитронов, основанный на разделении первоначальной

энергии между позитроном и нейтрино, характеризуемый средней ($E_{\text{ср.}}$) и максимальной ($E_{\text{макс.}}$) энергией позитронов (табл. 2).

В помещениях РХЛ лабораторный радиационный фон превышает естественный радиационный фон, оставаясь при этом в пределах установленных норм. При работе персонала с РФЛП, и прежде всего во время подготовки 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 РХЛ дозу. Поскольку толщина обычно используемых материалов здания оказывается достаточной для поглощения энергии позитронов, то сотрудники, работающие за пределами этой лаборатории, не подвергаются облучению позитронами, испускаемыми их источниками в РХЛ. Напротив, возникающее аннигиляционное излучение в сравнении с позитронным излучением обладает большей проникающей способностью. Как следствие, оно представляет опасность для персонала, не только непосредственно работающего с РФЛП в лаборатории, но и для работников, находящихся в смежных комнатах.

Доза на все тело у радиохимиков при производстве РФЛП с разными РН-метками лежит в диапазоне 0–20 мкЗв на один синтез препарата [15]. 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, сред-

Таблица 2

Параметры позитронов, эмитируемых при радиоактивном распаде РН [16]
Parameters of positrons, emitted under radioactive decay [16]

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

ние величины дозы сильно варьируют в зависимости от типичного времени, используемого работником на операцию с РФЛП, и размера его рук. Установленная в [10] ежедневная доза на все тело персонала при его работе с ^{18}F -ФДГ и $^{13}\text{N-NH}_4^+$ (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 [10].

Персонал, занятый производством радиомеченых 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 , составляют $0,40 \pm 0,08$ 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 [14]. 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 доза γ -излучения и нейтронного излучения, получаемая персоналом РХЛ при циклотронном производстве радионуклидов, рассчитанная с использованием результатов измерений [14], составляет $0,25 \pm 0,01$ мЗв. Она существенно ниже дозы, получаемой оператором циклотрона, и общей дозы, получаемой радиохимиками при производстве РФЛП.

3. Источники ионизирующего излучения в ПЭТ-отделении и их

вклад в лучевую нагрузку на персонал

Главными источниками ИИ в ПЭТ-отделении являются радиомеченые 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 работающие ПЭТ/КТ-сканеры. Медицинский персонал работает с препаратами высокой активности. Так, рекомендуемая для введения пациенту величина активности ^{18}F -ФДГ лежит в диапазоне 2,5–5 МБк/кг [17]. Персонал подвергается воздействию позитронного и γ -излучения, эмитируемых при радиоактивном распаде РН в составе РФЛП, а также аннигиляционного излучения: 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 сопровождении к ПЭТ-сканеру, позиционировании на ложе, сканировании и дальнейшем сопровождении вплоть до момента выхода его из ПЭТ-отделения. Средняя поглощенная доза ИИ внутри помещения ПЭТ-сканера (у входной двери) составляет 0,06 мГр/мес при потоке 5 пациентов в день [10].

Испускаемые при радиоактивном распаде РН-метки в составе РФЛП 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 персонал. 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 ра-

боте 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 будут поглощены внутри помещений, где находятся РФЛП либо “активные” пациенты при закрытой двери в него, и не представляют опасность для персонала в соседних помещениях [16]. При этом инициируемое ими в среде распространения аннигиляционное излучение способно оказывать вредное воздействие на медперсонал и пациентов в помещениях подготовки к исследованию, а также на персонал 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 с низким Z , характерным для среды распространения в ПЭТ-отделении. Уровень воздействия тормозного излучения на персонал при штатном проведении КТ-сканирования во время комбинированного ПЭТ/КТ-обследования пациента также обычно бывает очень низким [18].

Суммарная средняя доза излучений, воздействующих на персонал на всех этапах подготовки и проведения ПЭТ-исследования, согласно результатам ряда исследований, лежит на уровне 9,3 мкЗв из расчета на одного пациента [19]. При этом наибольшей лучевой нагрузке среди персонала подвергаются медсестры, осуществляющие подготовку индивидуальной дозы РФЛП и ее внутривенное введение пациенту [19–21]. Доза на все тело, получаемая медсестрой за одну процедуру введения дозы, на единицу введенной активности ^{18}F -ФДГ, составляет 0,019 мкЗв/МБк [19], что хорошо коррелирует со средним ее значением, определенным по результатам других работ. Так, согласно [21], 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 3000 пациентов в год.

“Активный” пациент является источником аннигиляционного 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 большего числа рассеяний испускаемых РН-меткой фотонов внутри тела пациента. Кроме того, выходящее из него позитронное излучение оказывается ослабленным в результате его поглощения в биотканях и одежде, поскольку такая характеристика, как максимальная длина пробега позитронов ^{18}F в воде составляет всего 2,15 мм [16]. 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) 0,147 мкЗв/МБк·ч [23], 0,055–0,150 мкЗв/МБк·ч [19]. При этом мощность дозы этого источника непостоянна во времени и достаточно быстро снижается. В работе [22] установлено, что при введении пациентам ($n=29$) ^{18}F -ФДГ с активностью в диапазоне от 226 МБк 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 на контактирующих с ним отдельных лиц из населения.

Мощность дозы излучения введенного в организм ^{18}F -ФДГ во много раз превышает мощность дозы излучений вводимых пациентам препаратов на основе $^{99\text{m}}\text{Tc}$ для проведения исследований методом однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ). Так, мощность γ -дозы излучения, выходящего из тела пациента с введенным препаратом $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP составляет 0,0135 мкЗв/МБк·ч [19]. Таким образом, “активный” пациент с введенным препаратом ^{18}F -ФДГ является более потен-

циально опасным источником излучения, чем такой же пациент, проходящий процедуру ОФЭКТ с препаратами, мечеными ^{99m}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 других людей, в первую очередь, персонала. Поэтому на время накопления РФЛП для проведения ПЭТ-исследования пациенты с введенной активностью изолируются в отдельном помещении.

Согласно проведенным в [21] 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 [20], проведенного с участием 140 пациентов, вклад в среднюю дозу на все тело, доставляемую персоналу на этапах подготовки и проведения ПЭТ с ^{18}F -ФДГ, составляет: 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 [25] установлено, что средняя доза облучения медицинского персонала, полученная в результате наполнения шприца препаратом ^{18}F -ФДГ, составляет 1 мкЗв/шприц, его внутривенной инъекции – 3 мкЗв/пациент, забора крови и проведения количественных исследований – 6 мкЗв/исследование, позиционирования пациента на столе и обращения с ним – 6 мкЗв/исследование. Согласно [16], 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 аннигиляционного излучения приводит к снижению средней дозы на все тело медперсонала при введении ^{18}F -ФДГ с 2,5 мкЗв/инъекцию до 1,4 мкЗв/инъекцию ($p < 0,001$) [26]. 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 [20] показано, что общую дозу на все тело, получаемую персоналом, выполняющим 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 инъекторов, а также телемедицинских технологий для сопровождения “активного” пациента [27] также позволило добиться значительно меньшей эффективной дозы, получаемой технологами 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 технологов 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 на пальцы персонала за время приготовления дозировки ^{18}F -ФДГ и ее инъекции пациенту составляет 1,2 мкЗв/МБк и 0,93 мкЗв/МБк соответственно [28]. Применение шприца с защитой от аннигиляционного излучения позволяет снизить среднюю дозу на кисти рук, получаемую за 1 инъекцию этого препарата, по сравнению с применением незащищенного шприца на 44–50 % [28]. Доза на пальцы работника, получаемая в результате приготовления препарата ^{18}F -ФДГ и его инъекции пациенту, может быть снижена при использовании полуавтоматического инъектора до 0,2–0,6 мкЗв/МБк [27]. Применение автоматического аппарата фасовки/инъекции РФЛП позволяет снизить эту дозу более чем на 95 % [28].

4. Дозы облучения пациентов при проведении ПЭТ/КТ-исследований

Пациенты, проходящее ПЭТ/КТ-исследование, подвергаются как внутреннему облучению γ -излучением 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 [17]. Ее вклад в общую дозу облучения пациента при исследовании всего тела может составлять от 65 % до 95 % [29]. Так, согласно аналитическому исследованию [29], средняя эффективная доза на все тело, получаемая пациентом при КТ-сканировании, выполненном при среднем значении DLP 800 (от 400 до 1700) мГр×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 оказывается ниже получаемой им дозы от 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 [29], а согласно [30], при введении такого же препарата с активностью 312 МБк (227–420 МБк) она была на уровне $4,40 \pm 0,61$ мЗв. Согласно [31], 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, то этот фактор 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) [18].

Выводы

1. Проведенный анализ показал наличие заметного разброса представленных в литературе результатов дозиметрических измерений в ПЭТ-центре, который может быть вызван отличающимися условиями их проведения, разным количеством измерений на одного работника и другими объективными причинами. Так, уровень облучения, создаваемого циклотроном, зависит от геометрии его расположения в каньоне, локализации детекторов радиа-

ционного контроля, используемой защиты циклотрона, а также энергии ускоряемых на нем частиц, интенсивности ионного пучка и инициируемой ядерной реакции.

2. При облучении мишени $^{18}\text{O}-\text{H}_2\text{O}$ 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 $\leq 1-2$ 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; в месте расположения рабочей станции в пультовой – 1,11 мкЗв/ч; в комнате синтеза РФЛП, расположенной за пультовой – 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 на все тело оператора циклотрона, измеренная индивидуальным дозиметром, составляет около 2 мЗв в год.

3. Персонал РХЛ подвергается воздействию позитронного и γ -излучения испытывающих радиоактивный распад РН, аннигиляционного излучения, а также нейтронного излучения (во время производства РН на циклотроне). Основной вклад в радиационный фон создается γ -излучением. 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 главным синтезируемым РФЛП является ^{18}F -ФДГ, составляет 2,4 мЗв/год, а максимальная доза на пальцы рук – 1,4–7,7 мЗв/день.

4. Основными источниками ИИ в ПЭТ-отделении являются РФЛП во флаконах и шприцах, “активные” пациенты, а также образцы крови, взятые у них для количественных исследований. Доза на все тело у медперсонала, 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·ч, что обеспечивает получение дозы контактирующим с ним медперсоналом на уровне 40 % от общей его дозы на всех этапах проведения ПЭТ. Уровень общей дозы существенно возрастает с проведением количественных исследований ПЭТ, когда доза на все тело у персонала, осуществляющего этот этап, может достигать 6 мкЗв/исследование.

5. Применение специальной конструкции шприца, полуавтоматических инъекторов РФЛП, а также телемедицинских технологий для сопровождения “активного” пациента позволяет снизить эффективную дозу, получаемую персоналом за время всех этапов подготовки и проведения ПЭТ, до ~3 мкЗв при вводимой активности ^{18}F -ФДГ на уровне 300 МБк. Шприц с защитой от аннигиляционного излучения 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 инъектора доза на пальцы работника, получаемая в результате приготовления 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 %.

6. Пациенты при прохождении ПЭТ/КТ-исследования подвергаются как внутреннему облучению γ -излучением и позитронным излучением 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 от 65 % до 95 %.

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.

Список литературы

1. Qaim SM. Cyclotron production of medical radionuclides. In: Handbook of nuclear chemistry. Vol. 4. Eds.: Ver'tes A, Nagy S, Klencsa'r Z. Berlin: Springer. 2011. P. 1903–1933.
2. Miller PW, Long NJ, Vilar R, Gee AD. Synthesis of ^{11}C , MF, ^{15}O and ^{13}N radiolabels for positron emission tomography. Angew Chem Int Ed Engl. 2008; 47: 8998–9033. PMID: 18988199. DOI: 10.1002/anie.200800222.
3. Хмелев АВ. Позитронная эмиссионная томография: физико-технические аспекты. М.: Изд-во “Тривант”. 2016. 336 с. [Khmelev AV. Positron emission tomography: physical and technical aspects. Moscow: Trovant. 2016. 336 p. (In Russian)].
4. Abolaban FA, Alawi M, Taha E, Elmoujarkach E, Banoqitah E, Alhawsawi A, et al. Estimation of thermal & epithermal 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):176–84. PMID: 33823534. DOI: 10.1093/rpd/ncab034.
5. Leide-Svegborn S. External radiation exposure of personnel in nuclear medicine from ^{18}F , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and ^{131}I with special reference to fingers, eyes and thyroid. Radiat Prot Dosimetry. 2012; 149(2): 196–206. DOI: 10.1093/rpd/ncr213.
6. Brix G, Lechel U, Glatting G, Ziegler SI, Muening W, Mueller SP, Beyer T. Radiation exposure of patients undergoing whole-body dual-modality ^{18}F -FDG PET/CT examinations. J Nucl Med. 2005; 46(4): 608–13. PMID: 15809483.
7. Hichwa RD. Production of PET radioisotopes and principles of PET imaging. Chapter 23. In: Nuclear Medicine. V.1. Eds.: Henkin RE, Bova D, Dillehay CL, Halama J, Karesh SM, Wagner RH, et al. New York: Mosby-York Book: 1996. 1500 p.
8. Radiopharmaceuticals for positron emission tomography: methodological aspects. Eds.: Stocklin G, Pike VW. New York WILEY: 1993. 180 p.
9. Braccini S. Compact cyclotrons and their use for radioisotope production and multi-disciplinary research. In: 21st International Confe-

- rence on Cyclotrons and Their Applications: Proc Cyclotron 2016; 2016 Sept 11-16; Europe/Zurich. Zurich, Switzerland: 2016. P. 229-234.
10. Gonzales L, Vano E, Cordeiro CA, Carreras JL. Preliminary safety evaluation of a cyclotron facility for positron emission tomography imaging. *Eur J Nucl Med*. 1999; 26: 894-9. DOI: 10.1007/s002590050464.
 11. 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: 217-20. DOI: 10.15669/pnst.6.217.
 12. Paans AMJ. Positron Emission Tomography. *Acta Physica Polonica*. 1999; B 30(5): 1619-28.
 13. Fujibuchi T, Horitsugi G, Yamaguchi I, Eto A, Iwamoto Ya, Obara S, Iimori T, 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): 156-65. PMID: 22447045, DOI: 10.1007/s12194-012-0149-2.
 14. Biega AM, 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. PMID: 32115636. DOI:10.1093/rpd/ncaa012.
 15. Schoeber O, Lottes G. Positron emission tomography and radiation exposure. *Nuklearmedizin*, 1994; 33(5): 174-7. PMID: 7997373.
 16. Brown TF, Yasillo NJ. Radiation safety consideration for PET Center. *J Nucl Med Technol*. 1997; 25: 96-102. PMID: 9239612.
 17. Boellaard R, O'Doherty MJ, Weber WA, Mottaghy FM, Lonsdale MN, Stroobants SG, 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. PMID: 19915839, PMCID: PMC2791475, DOI: 10.1007/s00259-009-1297-4.
 18. Leide-Svegborn S. Radiation exposure of patients and personnel from a PET/CT procedure with ¹⁸F-FDG. *Radiat Prot Dosimetry*. 2010; 139(1-3): 208-13. PMID: 20167792. DOI: 10.1093/rpd/ncq026.
 19. Anderson JA, 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. Available from: <https://www.aapm.org/meeting>
 20. Peet DJ, Hussein M, Alsafi K, Spyrou N.. Radiation protection in fixed PET/CT facilities - design and operation. *Br J Radiol*. 2012; 85(1013): 643-6. DOI: 10.1259/bjr/32969351, PMCID: PMC3479878, PMID: 2197662.
 21. Seierstad T, Strandén E, Bjerling K, Evensen M, Holt A, Michalsen HM, et al. Doses to nuclear technicians in a dedicated PET/CT Centre utilizing ¹⁸F fluorodeoxyglucose (FDG). *Radiat Prot Dosimetry* 2007; 123(2): 246-9. PMID: 16987913 DOI: 10.1093/rpd/ncl141.
 22. Gunes BY, Erez O, Guendogan C, Ergue 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. *Stanbul Med J*. 2019; 20(3): 188-92. DOI:10.4274/imj.galenos.2018.85698.
 23. Radiation protection in newer medical imaging techniques: PET/CT. Safety reports series. № 58. Vienna: IAEA. 2008.
 24. Тарутин ИГ, Барановский ОА, Емельяненко ЕВ. Аспекты радиационной безопасности ПЭТ-КТ диагностики. Available from: <https://elib.bsu.by/handle/123456789/171735>. [Tarutin IG, Baranovsky OA, Yemelyanenko EV. Radiation safety aspects of PET diagnostics [Available from: <https://elib.bsu.by/handle/123456789/171735> (In Russian)].
 25. 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. PMID: 10834195.
 26. Roberts FO, Gunawardana DH, Pathmaraj K, et al. Radiation dose to PET technologists and strategies to lower occupational exposure. *J Nucl Med Technol*. 2005; 33(1): 44-7. PMID: 15731021.
 27. Guilett B, Quentin P, Waultier S, Bourelly M, Pisano P, Mundler O. Technologist radiation exposure in routine clinical practice with ¹⁸F-FDG PET. *J Nucl Med Technol*. 2005; 33: 175-9. PMID: 16145226.
 28. Alenezi A, Soliman K. Trends in radiation protection of positron emission tomography/computed tomography imaging. In: *ICRP 2013 Proc*. 2013; P. 259-275.
 29. Чипига ЛА, Звонова ИА, Рыжкова ДВ, Меньков МА, Долгушин МБ. Уровни облучения

пациентов и возможные пути оптимизации ПЭТ-диагностики в России. Радиационная гигиена. 2017; 10(4): 31–43. DOI: 10.21514/1998-426X-2017-10-4-31-43. [Chipiga LA, Zvonova IA, Ryzhkova DV, Menkov MA, Dolgushin MB. Levels of patient irradiation and possible ways of PET diagnostics optimization in Russia. Radiation Hygiene. 2017; 10(4): 31-43 (In Russian)].

30. Khamwan K, Krisanachinda A, Pasawang P. The determination of patient dose from ^{18}F -FDG PET/CT examination. Radiat Prot Dosimetry. 2010; 141(1): 50-5. PMID: 20400773. DOI: 10.1093/rpd/ncq140.

31. ICRP Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 106. Ann ICRP. 2008; 38 (1-2): 1-197.

IONIZING RADIATION IN PET CENTER AND LEVEL OF THEIR EXPOSURE ON PERSONNEL AND PATIENTS

A.V. Khmelev

*Federal Research Center for Project Evaluation and Consulting Services, Moscow, Russia
Russian Medical Academy of Continuous Professional Education Moscow, Russia*

CONTENTS

Introduction

1. Dose rate of gamma and neutron radiation in the cyclotron facility
2. Ionizing radiation in radiochemical laboratory and personnel doses
3. Radiation sources in PET department and their contribution in personnel radiation exposure
4. Doses of patients under performance of PET/CT study

Summary

Key words: *PET-center, radiopharmaceuticals, radionuclide, radiation, dose, dose rate, personnel, patients*

E-mail: ale-khmelev@yandex.ru