

А.Г. Цовьянов¹, П.П. Ганцовский¹, Н.К. Шандала¹, С.М. Шинкарев¹, В.В. Романов²

ПРОБЛЕМЫ ОБЕСПЕЧЕНИЯ РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ ПЕРСОНАЛА ПРИ ЭКСПЛУАТАЦИИ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ УСКОРИТЕЛЕЙ ПРОТОНОВ НА ПРИМЕРЕ ЦЕНТРА ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ В ДМИТРОВГРАДЕ

1. Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И.Бурназяна ФМБА России, Москва. E-mail: atsovyan@mail.ru;
2. Федеральное медико-биологическое агентство, Москва

А.Г. Цовьянов – зав. лабораторией, член российского отделения Международной ассоциации по радиационной защите (МАРЗ); П.П. Ганцовский – инженер, член российского отделения МАРЗ; Н.К. Шандала – зам. ген. директора, д.м.н., член российского отделения МАРЗ; С.М. Шинкарев – зав. отделом, д.т.н., член российского отделения МАРЗ, член МКРЗ; В.В. Романов – зам. руководителя ФМБА России, главный государственный санитарный врач ФМБА России.

Реферат

В настоящее время ускорители заряженных частиц используются не только как инструмент для проведения фундаментальных исследований, но и получают все более широкое распространение в промышленности и медицине. В России в ближайшие годы планируется создание 3 центров протонной и ионной терапии. При этом аппаратное, методическое, метрологическое и нормативное обеспечение радиационного контроля в настоящее время не соответствует энергетическому диапазону генерируемых излучений. Проведен анализ соответствия существующих нормативных и рекомендательных документов целям обеспечения радиационной безопасности при проведении протонной терапии.

Ключевые слова: *терапевтические протонные ускорители, ионизирующее излучение высоких энергий, вторичное излучение, радиационная безопасность*

Поступила: 01.02.2019. Принята к публикации: 27.02.2019

Введение

С середины прошлого века происходит развитие протонных ускорителей и расширение сферы их применения. Если изначально они создавались для изучения фундаментальных свойств материи, то уже в последующем протонные ускорители успешно используются в прикладных дисциплинах, в том числе и в медицине. Уже на протяжении нескольких десятилетий в ряде ведущих стран мира идет интенсивное применение протонных ускорителей в терапевтических целях. В последние годы в России реализуется государственная программа по созданию центров протонной и ионной терапии.

Согласно [1], из 90 действующих и создаваемых в мире центров протонной и ионной лучевой терапии в нашей стране располагаются 6 центров. Протонная лучевая терапия продолжает развиваться в ИТЭФ (Москва), в ОИЯИ (Дубна), в МРНЦ (Обнинск) и в ПИЯФ (Гатчина). В Санкт-Петербурге функционирует центр протонной терапии в Медицинском институте Березина Сергея (МИБС). Создаются центры протонной терапии на базе ядерных центров Троицка и Димитровграда, углеродной терапии в Институте физики высоких энергий (Протвино). По количеству больных, прошедших протонную лучевую терапию, наша страна занимает четвертое место в мире после США, Японии и Франции [1]. Несомненно, развитие протонной терапии в нашей стране должно сопровождаться совершенствованием научно-методического и приборного обеспечения радиационной безопасности персонала.

Целью данной статьи является обсуждение проблемных вопросов, связанных с обеспечением радиационной безопасности персонала, применяющего протонные ускорители в терапевтических целях на примере центра протонной терапии в Димитровграде.

Механизмы действия протонов и ионов в биологических тканях

Целью лучевой терапии является подавление жизнедеятельности злокачественных клеток при минимальном повреждении здоровых тканей. Наиболее распространенным методом лучевой терапии на настоящий момент является гамма-терапия вследствие относительной дешевизны источников облучения и сравнительно небольших электронных ускорителей [2]. С учетом высокой проникающей способности тормозного излучения максимальная энергия фотонов на таких ускорителях обычно не превышает 20 МэВ.

Воздействие протонов на биологические ткани имеет свои особенности. При высоких энергиях протонов (до 250 МэВ), используемых в лучевой терапии, доминирующими являются процессы ионизации, при которых поглощенная энергия концентрируется вдоль треков протонов. В результате ионизации образуются вторичные электроны, большая часть которых имеет небольшую энергию (менее 100 эВ). Например, при прохождении через биологическую ткань протона с энергией 200 МэВ ионизация ткани происходит до глубины порядка 15 см. При этом образуется трек с генерацией вторичных электронов и максимумом плотности ионизации в конце пути, называемом пиком Брэгга. По мере торможения протона плотность ионизации проходит через максимум, а затем резко падает, что крайне важно для облучения опухолей, находящихся в глубине тела человека. Этот эффект используется в протонной лучевой терапии. Таким образом, в отличие от гамма-терапии, протонная лучевая терапия обеспечивает концентрацию дозы в объеме опухоли (рис. 1), ограниченную и контролируемую глубину проникновения и область высвобождения большей части энергии в малоразмерном объеме в конце пробега протонов (пик Брэгга) [2]. Благодаря этому протонная терапия приводит к снижению риска рецидива заболевания, позволяет облучать малые и сверхмалые мише-

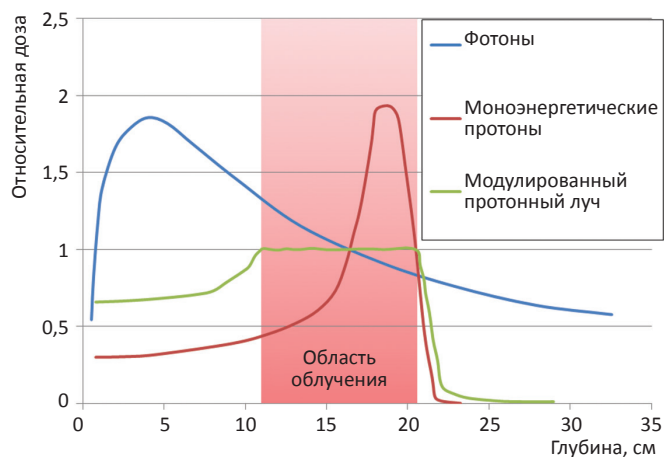


Рис. 1. Глубинное распределение доз от фотонного излучения, моноэнергетических протонов и модулированного протонного пучка

ни, обуславливает пониженную вероятность лучевых осложнений. Протонный пучок имеет малую угловую расходимость, высокий градиент дозы на боковых и дистальной границах мишени, фиксированный пробег в тканях, при этом выходная доза практически полностью отсутствует.

Применение более тяжелых, чем протоны, ионов имеет свои преимущества и недостатки. Тяжелые ионы имеют большие значения линейных потерь энергии и соответственно оказывают более сильное воздействие на злокачественные клетки по сравнению с протонами, однако при этом растет и опасность повреждения здоровых тканей [2]. Тяжелые ионы склонны к фрагментации на осколки, длина пробега которых существенно отличается от первичного иона, что приводит к изменению формы кривой Брэгга, у которой появляется выступ за пиком (рис. 2), что приводит к увеличению дозы, получаемой тканями, расположенными за пиком Брэгга [2, 3] и, соответственно, за дистальной границей мишени.

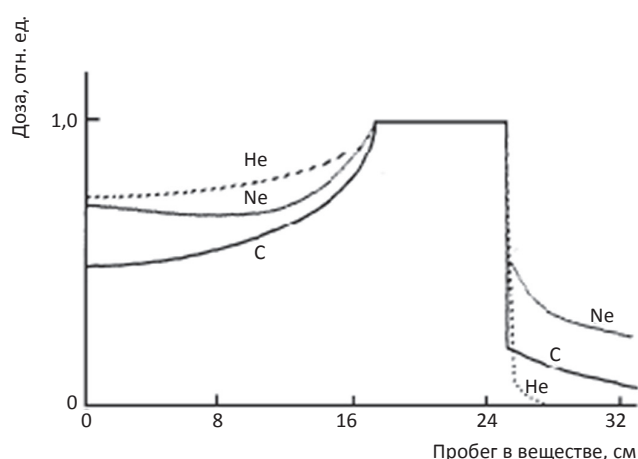


Рис. 2. Глубинное распределение доз от тяжелых ионов [3]

Центр протонной терапии в Димитровграде

В настоящее время в развитых странах мира процент частных инвестиций в технологии протонной лучевой терапии варьируется от 50 до 94 %. Многие крупные страховые компании уже включили этот метод в перечень стандартов. В то же время, функционирующие сегодня в России центры протонной терапии менее чем на 1 % удовлетворяют потребности в данном виде лечения в целом по стране.

С учетом острой потребности в России в ближайшие годы планируется введение в действие трех центров протонной и ионной терапии. Первым таким центром будет центр протонной терапии в Димитровграде (рис. 3). Для данного центра ОИЯИ в сотрудничестве с бельгийской фирмой IBA осуществили разработку медицинского протонного циклотрона C235-V3 на энергию 235 МэВ, превосходящего по своим характеристикам серийные циклотроны IBA предыдущих модификаций [4].



Рис. 3. Общий вид отделения протонной терапии в Димитровграде

Кроме самого циклотрона система протонной терапии IVA включает: систему транспортировки пучка, систему подвижного облучения гантри (GTR) с двумя облучательными устройствами (рис. 4) и систему с неподвижным пучком протонов (FBTR) с двумя облучательными устройствами, диагностическое оборудование для предлучевой подготовки, систему обеспечения безопасности терапии, систему планирования облучения, онкологическую информационную систему, системы транспортировки и позиционирования пациента, системы верификации положения пациента, системы радиационного контроля и безопасности, инженерные системы, слесарно-токарное оборудование.

Максимальная энергия пучка протонов медицинского циклотрона определяется максимальной рекомендованной МАГАТЭ [5] глубиной проникновения пучка протонов – 320 мм в воде, что соответствует пробегу протонов с энергией примерно 235 МэВ (250 МэВ [2]).

Проблемные вопросы контроля радиационной безопасности персонала

В результате взаимодействия ускоренных протонов с мишенями возникает вторичное излучение. Характеристики и виды вторичного излучения зависят от мишени и параметров первичного пучка. При поглощении протонного пучка легкими материалами образуются в основном следующие виды вторичных частиц: нейтроны, протоны, дейтроны, тритоны, ^3He , α -частицы, ядра отдачи и гамма-излучение возбужденных ядер [6]. Среди перечисленных частиц высокой проникающей способностью и, соответственно, радиационной опасностью для персонала медицинского учреждения, обладают только нейтроны и гамма-кванты.

При столкновении двух нуклонов могут образовываться π -мезоны, также имеющие большую проникающую способность и являющиеся в классе адронов наиболее легкими. Но для рождения пиона в процессе столкновения двух нуклонов необходимо, чтобы кинетическая энергия налетающего нуклона была выше 292 МэВ [7], что значительно превосходит энергии, характерные для протонной лучевой терапии.

При оценке характеристик вторичного излучения необходимо учитывать взаимодействия протонов с ядрами кислорода, углерода и в меньшей степени азота [6], содержащимися в биологической ткани.

Сечения реакций взаимодействия протонов различных энергий с данными атомами, в результате которых испускаются фотоны гамма-излучения, приведены в работе [8]. Соответствующие энергии гамма-излучения находятся в пределах от 0,718 до 15,1 МэВ.

В результате неупругого рассеяния протонов на изотопе кислорода ^{16}O излучаются гамма-кванты с энергией 2,742, 6,129, 6,916 и 7,115 МэВ. Реакции расщепления на изотопе кислорода ^{16}O приводят к излучению гамма-квантов с энергиями 0,718, 1,022, 1,635, 2,313, 3,684, 3,853, 4,438, 5,105, 5,180, 5,240, 5,269, 5,298, 6,175, 6,322 и 7,299 МэВ.



Рис. 4. Система облучения гантри

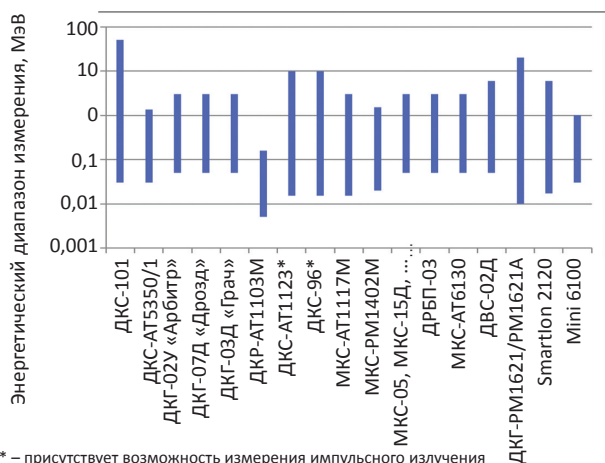
Сильнейшие линии, образованные неупругим рассеянием протонов на изотопе углерода ^{12}C , имеют энергию 4,438 МэВ. Значительно меньший выход, но большую энергию имеет линия 15,1 МэВ. Основные линии реакции расщепления на изотопе углерода ^{12}C имеют энергии 0,718, 1,022, 2,000, 2,124, 6,337, 6,476, 6,741 и 6,790 МэВ.

Сильнейшие линии, образованные неупругим рассеянием протонов на изотопе азота ^{14}N , имеют энергии 1,635, 2,313 и 5,105 МэВ. Основная линия реакции расщепления на изотопе азота ^{14}N имеет энергию 4,438 МэВ.

Следует отметить, что за исключением линии 15,1 МэВ перечисленные энергии гамма-излучения находятся в пределах диапазона измерения большинства индивидуальных дозиметров и части переносных дозиметров (рис. 5). Однако учитывая «ход с жесткостью» и то, что калибровка индивидуальных дозиметров проводится по излучению радионуклида ^{137}Cs , энергия которого равна 0,6617 МэВ, что значительно меньше перечисленных выше значений энергий излучения, необходимо относиться с осторожностью к показаниям любых дозиметров до изучения их энергетической зависимости чувствительности (ЭЗЧ) и расчета возможных поправок.

Для рассматриваемых энергий первичного пучка протонов доза гамма-излучения, сформированная возбужденными ядрами, как правило, не превышает 30 % от дозы нейтронного излучения [9]. Радиационная обстановка в основном, определяется нейтронами. Наиболее проникающим компонентом являются нейтроны с энергией более 50 МэВ [9].

В работе [6] приведены расчеты сечений, выходов и спектров частиц вторичного излучения (в том числе нейтронов), возникающего при взаимодействии протонов (с энергией 20–250 МэВ) с водой. На рис. 6 приведены спектры вторичного нейтронного излуче-



* – присутствует возможность измерения импульсного излучения

Рис. 5. Энергетические диапазоны измерений гамма-излучения серийно выпускаемыми дозиметрическими приборами

ния при различных энергиях, падающих на мишень протонов.

Как видно из рис. 6, максимальная энергия нейтронного излучения близка к энергии падающих протонов. Нейтронное излучение, генерируемое в мишени, имеет анизотропное распределение [9]. Для направленных, близких к направлению пучка протонов, средняя энергия нейтронов приближается к 0,3 от энергии падающих протонов. С ростом угла средняя энергия ней-

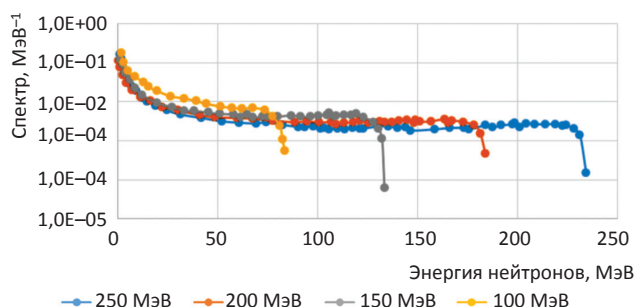


Рис. 6. Спектры вторичного нейтронного излучения при различных энергиях, падающих на мишень протонов [6]

Таблица 1

Сравнение энергетических диапазонов дозовых характеристик, приведенных в различных версиях НРБ

Вид излучения	Величина и энергетический диапазон.	
	НРБ-76/87	НРБ-99/2009
Гамма	Максимальная эквивалентная доза От 0,005 до 20 000 МэВ	Эффективная доза (для ИЗО* и ПЗ**), эквивалентная доза (для ИЗО и ПЗ) на кожу и эквивалентная доза на хрусталик От 0,01 до 10 МэВ
Электронное (моноэнергетическое)	Максимальная эквивалентная доза От 0,1 до 20 000 МэВ	Эквивалентная доза на кожу от 0,07 до 10 МэВ, Эквивалентная доза на хрусталик от 0,80 до 10 МэВ
Бета	Максимальная эквивалентная доза на кожу От 0,2 до 3,5 МэВ (граничная энергия)	Эквивалентная доза в коже От 0,05 до 2 МэВ (средняя энергия)
Нейтронное	Максимальная эквивалентная доза От тепловых до 1 000 000 МэВ	Эффективная доза (для ИЗО и ПЗ) От тепловых до 20 МэВ
Протоны	Максимальная эквивалентная доза От 2 до 1 000 000 МэВ	Не рассматриваются
Тяжелые ядра	Допустимая плотность потока От 2 до 10 000 МэВ/нуклон	Не рассматриваются
Пи-мезоны	Максимальная эквивалентная доза От 10 до 5 000 000 МэВ	Не рассматриваются
Мю-мезоны	Максимальная эквивалентная доза От 500 до 20 000 МэВ	Не рассматриваются

Примечание: ИЗО* – изотропная геометрия облучения; ПЗ** – передне-задняя геометрия облучения

тронного излучения снижается до 1–5 МэВ [9]. Таким образом, вторичное нейтронное излучение, формирующееся при протонной терапии, выходит далеко за энергетические пределы излучений, рассматриваемых в настоящих нормах. При этом согласно [10], чем больше проемов и щелей в защите, тем больше доля тепловых и промежуточных нейтронов в спектре за защитой. Зависимость вклада низкоэнергетических нейтронов от конструкции защиты сильнее, чем от энергии ускоренных протонов. Таким образом, за биологической защитой вклад нейтронов высоких энергий в полученную персоналом дозу может оказаться еще выше. В НРБ-99/2009 гамма- и нейтронное облучение рассматриваются только до энергий 10 и 20 МэВ соответственно, а облучение тяжелыми заряженными частицами не рассматривается вообще. Следует отметить, что в НРБ-76 облучение заряженными частицами рассматривалось, но в действующих нормах по какой-то причине нормирование отсутствует (табл. 1). Отметим, что в 1964 г. были утверждены Санитарные правила размещения и эксплуатации ускорителей протонов с энергией более 100 МэВ. Однако данный документ устарел и был отменен приказом Министерства здравоохранения СССР № 709 от 29 августа 1972 г. и в настоящее время более не действует. Для медицинских протонных циклотронов, предназначенных для наработки радионуклидов, существует ГОСТ Р 56321-2014, устанавливающий общие требования к подготовке технических заданий и их оформлению при проведении государственных закупок медицинского оборудования – медицинских циклотронов с энергией до 20 МэВ для получения радиоактивных изотопов. Реально на данный момент в России реализуются проекты таких циклотронов на энергию до 70 МэВ.

В некоторых международных документах нормирование нейтронного излучения рассматривается до энергий значительно больших, чем в действующих у нас НРБ-99/2009. Например, в Публикациях МКРЗ 74 рассматривается нейтронное излучение до энергий 201 МэВ, в Публикациях МКРЗ 116 рассматриваются

Таблица 2

Верхняя граница энергетического диапазона представленных в перечисленных источниках конверсионных коэффициентов, МэВ

Величина и вид излучения	НРБ-99/2009	Публикация 74 МКРЗ [13]	Публикация 116 МКРЗ [12]	МАГАТЭ. Технический отчет 318 [14]	Европейская лаборатория физики частиц [11]
Эффективная доза, нейтронное излучение	20	180	10 000	158	10 000 000
Амбиентный эквивалент дозы, нейтронное излучение	–	201	–	158	10 000 000
Эффективная доза, гамма-излучение	10	10	10 000	–	100 000
Амбиентный эквивалент дозы, гамма-излучение	–	10	–	–	100 000

эффективные дозы от нейтронного излучения до энергий 10 ГэВ (рис. 7), а в техническом отчете МАГАТЭ 318 – до энергий 158 МэВ. В техническом примечании публикации Европейской лаборатории физики частиц [11] представлены расчеты конверсионных коэффициентов для нейтронов с помощью программы FLUKA до 10^4 ГэВ (табл. 2).

Рис. 8 показывает относительный вклад поглощенной дозы вторичных заряженных частиц во всем теле воксельного фантома мужчины, облучаемого нейтронами в изотропной геометрии, как функцию энергии падающих нейтронов [12]. Для нейтронов с энергией 10 кэВ вторичные фотоны обуславливают основной вклад в поглощенную дозу в теле, причем около 90 % поглощенной дозы сформировано фотонами с энергией 2,2 МэВ, испущенными в результате захвата нейтронов водородом. С ростом энергии нейтронов роль вторичного гамма-излучения снижается, становясь незначительной при энергии в несколько МэВ. Основной вклад в поглощенную дозу при таких энергиях вносят протоны отдачи.

В связи с отсутствием в настоящее время отечественной нормативной базы практически не ведется разработка средств дозиметрического контроля излучений высоких энергий. Аттестованный энергетический диапазон большинства выпускаемых серийно в настоящий момент переносных и индивидуальных дозиметров ограничен 10 МэВ по гамма-излучению и 14 МэВ по нейтронному излучению. Положение так-

же усугубляет отсутствие государственных эталонов дозы за импульс ионизирующих излучений высоких энергий. Существующие же эталоны воспроизводят непрерывное гамма- и электронное излучение не более 50 МэВ, а нейтронное – только до 14 МэВ (табл. 3, 4).

Существующие на настоящий момент виды детекторов обладают неидеальной для дозиметрии энергетической зависимостью чувствительности (ЭЗЧ), «ходом с жесткостью». В индивидуальной дозиметрии большое распространение имеют термолюминесцентные детекторы. Регистрация нейтронного излучения в таких дозиметрах достигается за счет реакции $Li(n,\alpha)T$, протекающей на изотопе 6Li на тепловых нейтронах. Энергетическая зависимость чувствительности дозиметров данного типа далека от идеальной и имеет спадающий характер с ростом энергии [15]. Для целей оперативного индивидуального дозиметрического контроля нейтронного облучения используются прямопоказывающие дозиметры на основе нескольких кремневых детекторов (например, дозиметр EPD-N2 фирмы Thermo Scientific) с радиаторами, чувствительными к тепловым и быстрым нейтронам, игнорируя область средних энергий. Отношение ЭЗЧ дозиметров упомянутых типов к значению удельного эквивалента индивидуальной дозы для моноэнергетических нейтронов представлено на рис. 9.

Как видно из графика на рис. 9, отклонение ЭЗЧ дозиметра EPD-N2 от удельного эквивалента индивидуальной дозы значительно меньше, чем у ДВГН-01,

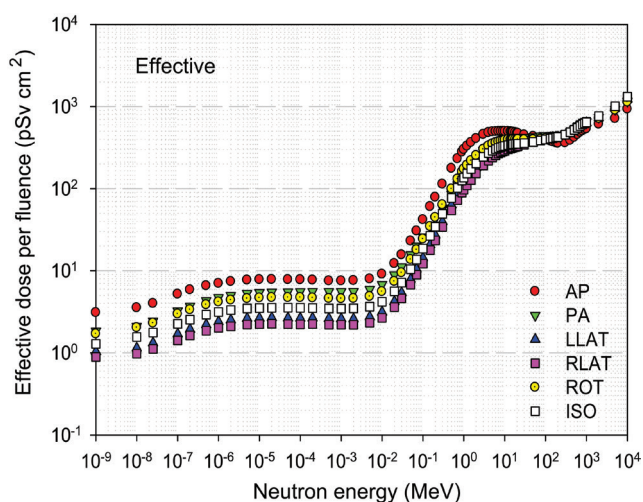


Рис. 7. Конверсионные коэффициенты перехода от потока нейтронов к эффективной дозе в зависимости от энергии для различных геометрий облучения [11]

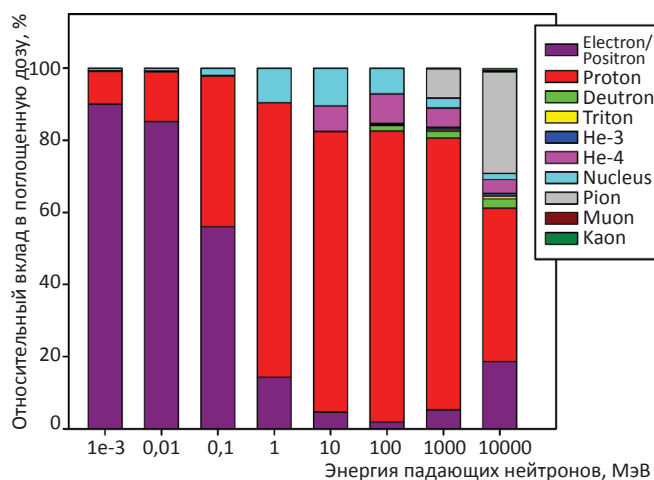


Рис. 8. Относительный вклад вторичных частиц в поглощенную дозу в зависимости от энергии падающих нейтронов

Таблица 3

Государственные эталоны ФГУП «ВНИИФТРИ»

Регистрационный номер	Наименование эталона	Назначение эталона	Энергетический диапазон
ГЭТ 51-80	ГПСЭ единиц плотности потока нейтронов и флюенса нейтронов для ядерно-физических установок	Диапазон измерений плотности потока нейтронов $1 \cdot 10^7 - 1 \cdot 10^{11} \text{ с}^{-1} \cdot \text{м}^{-2}$; Диапазон измерений флюенса нейтронов $1 \cdot 10^8 - 1 \cdot 10^{18} \text{ м}^{-2}$	0,025 эВ – 14 МэВ
ГЭТ 117-2010	ГПЭ единиц мощности поглощенной дозы и мощности эквивалента дозы нейтронного излучения	Диапазон мощности поглощенной дозы от $2 \cdot 10^{-10}$ до $1 \cdot 10^{-3} \text{ Гр/с}$ Диапазон мощности эквивалента дозы от $5 \cdot 10^{-10}$ до $1 \cdot 10^{-5} \text{ Зв/с}$	-
ГЭТ 38-2011	ГПЭ единиц поглощенной дозы и мощности поглощенной дозы фотонного и электронного излучений	Мощность поглощенной дозы от $1 \cdot 10^{-3}$ до 100 Гр/с Поглощенная доза от $1 \cdot 10^{-2}$ до $1 \cdot 10^3 \text{ Гр}$	Фотонное излучение (0,6–50) МэВ Электронное излучение (5–50) МэВ

Таблица 4

Государственные эталоны ФГУП «ВНИИМ им. Д.И. Менделеева»

Регистрационный номер	Наименование эталона	Назначение эталона	Диапазон энергий
ГЭТ 10-81	ГПЭ единиц потока и плотности потока нейтронов	Диапазон потока нейтронов от $1 \cdot 10^3 - 1 \cdot 10^9 \text{ с}^{-1}$; Диапазон плотности потока нейтронов $1 \cdot 10^5 - 1 \cdot 10^{10} \text{ с}^{-1} \cdot \text{м}^{-2}$	-
ГЭТ 8-2011	ГПЭ кермы в воздухе, мощности кермы в воздухе экспозиционной дозы, мощности экспозиционной дозы и потока энергии рентгеновского и гамма-излучений	Керма в воздухе и мощность кермы в воздухе рентгеновского и гамма-излучений $1 \cdot 10^{-7} - 20 \text{ Гр}$, $1 \cdot 10^{-8} - 2 \text{ Гр/с}$; Экспозиционная доза и мощность экспозиционной дозы рентгеновского и гамма-излучений $3 \cdot 10^{-9} - 6 \cdot 10^{-1} \text{ Кл/кг}$, $3 \cdot 10^{-10} - 6 \cdot 10^{-2} \text{ А/кг}$; Поток энергии рентгеновского излучения $2 \cdot 10^{-5} - 2 \cdot 10^{-4} \text{ Вт}$	от 0,2 до 3 МэВ

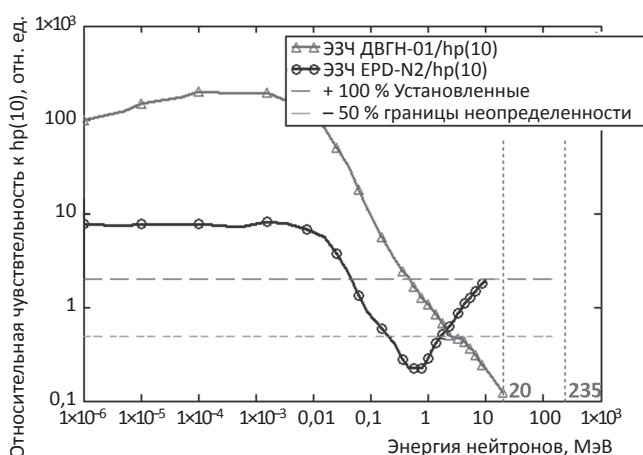


Рис. 9. Отношение ЭЗЧ индивидуальных дозиметров EPD-N2 и ДВГН-01 к удельному эквиваленту индивидуальной дозы моноэнергетических нейтронов

но и стоимость такого дозиметра примерно на порядок выше. Показания дозиметров обоих типов, откалиброванных в поле образцового Pu-Be источника, в реальных полях нейтронного излучения, даже для изотопных источников излучения, могут значительно отличаться от реального значения. Поэтому индиви-

дуальные дозиметры нейтронного излучения требуют использования поправочных коэффициентов, учитывающих спектр нейтронного излучения на конкретном рабочем месте.

В табл. 5 приведены примеры рассчитанных погрешностей определения индивидуального эквивалента и амбиентного эквивалента дозы в различных реальных спектрах нейтронного излучения для индивидуальных дозиметров ДВГН-01 комплекса АКИДК-301, индивидуальных дозиметров EPD-N2, блоков детектирования нейтронного излучения БДКН-01 и БДКН-03 переносного дозиметра-радиодозиметра МКС-АТ1117М, предназначенного для контроля радиационной обстановки в помещениях.

Как видно из примера рассчитанных погрешностей приборов в спектре высокой энергии, реализующегося за защитой синхроциклотрона, взятого из работы [10], показания индивидуальных и переносных дозиметров без применения поправочных коэффициентов были бы занижены в несколько раз, что может привести к недоучету дозы профессионального облучения и, как следствие, переоблучению обслуживающего ускоритель персонала.

Таким образом, большинство существующих на данный момент индивидуальных дозиметров ней-

Таблица 5

Отклонение показаний дозиметров от эквивалентов дозы для нейтронов различных энергий

Место формирования спектра	Средняя энергия, МэВ	Отклонение показаний дозиметра от эквивалента дозы, рассчитанного по спектру, %			
		ДВГН-01	EPD-N2	БДКН-01	БДКН-03
Палубы реакторов ВВЭР [16]	0,06–0,13	от +500 до +1000	до –50	–	–
Источник ^{252}Cf в УКПН-01 с тепловой насадкой	0,9	+350	–27	+171	–2,9
Источник Pu-Be в помещении без фильтра	3,8	–18,9	+3,5	–9,5	–0,31
За защитой синхроциклотрона [10]	42	–63	–*	–*	–56

Примечание: * – Требуется проведение исследований ЭЗЧ данного дозиметра для высоких энергий

тронного излучения обладают сложной зависимостью дозовой чувствительности от энергии нейтронного излучения, приводящей к искажениям показаний дозиметров в нейтронных полях, отличных от поля поверочной установки даже для энергий менее 20 МэВ. На данный момент не существует нейтронных дозиметров, аттестованных для проведения измерений при энергиях выше 20 МэВ.

Временная структура вторичного нейтронного излучения повторяет структуру первичного излучения [7], т.е. если применяется импульсный источник протонов, то и нейтронное излучение будет иметь импульсный характер. Отношение длительности импульса излучения $t_{изл}$ к длительности интервала времени T между последовательными импульсами излучения определяет условную классификацию на импульсное и непрерывное излучение. Ускорители, в которых $t_{изл} \sim T$, называются ускорителями с непрерывными пучками. Импульсный характер излучения накладывает особые требования на характеристики дозиметров и методов измерения. Современные мощные ускорители могут генерировать импульсы длительностью долей наносекунд. Измерить такие излучения технически крайне сложно. Вследствие малой длительности импульса значения мощности дозы в импульсе могут быть очень высокими. Значения мощностей дозы в импульсе бесполезны, т.к. их нельзя экстраполировать во времени для получения значений дозы. Результат воздействия импульсного излучения высоких энергий недостаточно изучен. Плотность ионизации, достигаемая при импульсном воздействии, столь высока, что может вызывать иные, чем при непрерывном облучении, эффекты в биологических тканях. Импульсное воздействие также накладывает особые требования и на характеристики используемых дозиметров и методы измерений. Особенно это касается прямопоказывающих дозиметров, которыми воздействие одиночного импульса часто принимается за регистрацию одиночной частицы. Дозиметрия импульсных излучений настолько существенно отличается от дозиметрии непрерывных излучений, что требует применения специальных методов измерения и схемотехнических решений в разрабатываемых средствах измерений.

Сам изохронный циклотрон можно считать квазинепрерывным источником. Система вывода пучка во время активного сканирования работает в режиме модуляции интенсивности, при которой интенсивность пучка изменяется от нуля до максимума с частотой 1 кГц [4].

Нормативные документы Роспотребнадзора по радиационной безопасности генерирующих источников ограничиваются следующим списком:

1. СанПиН 2.6.1.1192-03. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований. М., 2003.
2. СанПиН 2.6.1.3164-14. Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при рентгеновской дефектоскопии.

3. СанПиН 2.6.1.3106-13. Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при использовании рентгеновских сканеров для персонального досмотра людей.

4. СанПиН 2.6.1.2573-10. Гигиенические требования к размещению и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100 МэВ. 2010.

Таким образом, совершенно не рассмотрены ускорители электронов с энергиями выше 100 МэВ и ускорители иных заряженных частиц.

Все эти СанПиНы устанавливают дозиметрический контроль рабочих мест аппаратов на основе измерений мощности дозы и регламентируют значения доступных мощностей дозы.

Однако к источникам импульсного ионизирующего излучения неприменимы методы дозиметрии для непрерывных излучений.

Проблемы дозиметрии импульсных излучений обсуждаются в документах международных организаций:

1. Доклад 34 МКРЕ. Дозиметрия импульсного излучения, 1982.
2. Стандарт ИСО 18090-1. Ред. 1, 2015-08. Радиационная защита. Характеристики образцового импульсного излучения – часть 1: Фотонное излучение.
3. Стандарт МЭК 62743 Приборы радиационной защиты. Электронные дозиметры для импульсных полей ионизирующего излучения. 2012.
4. Стандарт МЭК 60532, 2010-08. Ред. 3.0. Стационарные измерители мощности дозы фотонного излучения с энергией от 50 кэВ до 7 МэВ. Приложение А: Измерение импульсного ионизирующего излучения.

Измеряемой величиной в дозиметрии импульсных излучений является доза облучения. Мощность дозы используется как характеристика радиационной обстановки только для непрерывных полей излучения. В то же время во всех вышеприведенных нормативных документах Роспотребнадзора предписывается радиационный контроль с измерением мощности дозы. Поэтому на практике проводится дозиметрия вышеприведенных источников с измерением мощности дозы.

Заключение

Для решения задач радиационного контроля излучений от ускорителей высоких энергий необходимо:

- Восполнить отсутствие санитарно-гигиенического нормирования и дозиметрии непрерывных и импульсных ионизирующих излучений, обладающих высокими энергиями.
- Разработать и установить научно-обоснованные пределы доз облучения для персонала и населения от воздействия непрерывных и импульсных ионизирующих излучений высоких энергий и космического излучения.
- Разработать государственные эталоны непрерывных и импульсных ионизирующих излучений высоких энергий.

Для этого необходимо провести комплекс научно-исследовательских работ по оценке биологических эффектов ионизирующего излучения высоких энергий, создать базы санитарно-гигиенических документов,

нормирующих излучение высоких энергий, разработать инновационные методы детектирования излучений, соответствующие такому широкому энергетическому диапазону [17].

Протонная лучевая терапия прошла опытный период развития на неспециализированных ускорителях и давно перешла на специализированные комплексы [2], в то время как вопросы контроля радиационной безопасности персонала так и остались открытыми, требующими своего скорейшего решения.

Авторы выражают благодарность К. Нурлыбаеву (ООО «НПП «Доза»), А.Г. Алексею (НИЦ «Курчатовский институт» – ИФВЭ), В.А. Куткову (НИЦ «Курчатовский институт»), Ж.Ж. Галютдиновой (ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России) за предоставленные материалы и полезное обсуждение.

Для цитирования: Цовьянов А.Г., Ганцовский П.П., Шандала Н.К., Шинкарев С.М., Романов В.В. Проблемы обеспечения радиационной безопасности персонала при эксплуатации терапевтических ускорителей протонов на примере центра протонной терапии в Димитровграде // Мед. радиология и радиационная безопасность. 2019. Т. 64. № 2. С. 33–40.

DOI: 10.12737/article_5ca5e40c3f79b9.76178616

Medical Radiology and Radiation Safety. 2019. Vol. 64. No. 2. P. 33–40

DOI: 10.12737/article_5ca5e40c3f79b9.76178616

Problems of Ensuring Radiation Safety of Personnel when Operating Proton Therapeutic Accelerators Using an Example of the Proton Therapy Center in Dimitrograd

A.G. Tsovyanov¹, P.P. Gantsovskii¹, N.K. Shandala¹, S.M. Shinkarev¹, V.V. Romanov²

1. A.I. Burnasyan Federal Medical Biophysical Center, Moscow, Russia. E-mail: atsovyan@mail.ru;

2. Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russia

A.G. Tsovyanov – Head of Lab., Member of the Russian branch of the International Association for Radiation Protection;

P.P. Gantsovskii – Engineer, Member of the Russian branch of the International Association for Radiation Protection;

N.K. Shandala – Deputy Director General, Dr. Sci. Med., Member of the Russian branch of the International Association for

Radiation Protection; S.M. Shinkarev – Head of Dep., Dr. Sc. Tech., Member of the Russian branch of the International Association for Radiation Protection; V.V. Romanov – Deputy Head, PhD Biol., Chief State Sanitary Doctor of the FMBA of Russia

Abstract

Currently, charged particle accelerators are used not only as a tool for basic research, but they are also becoming increasingly common in industry and medicine. In Russia in the coming years it is planned to create 3 centers of proton and ion therapy. At the same time, the instrumental, methodological, metrological and regulatory support of radiation monitoring does not currently correspond to the energy range of the generated radiation. The paper analyzes the compliance of existing regulatory and advisory documents with the goals of ensuring radiation safety during proton therapy.

Key words: *therapeutic proton accelerators, high-energy ionizing radiation, secondary radiation, radiation safety*

Article received: 01.02.2019. Accepted for publication: 27.02.2019

REFERENCES

- Chernyaev AP, Kolyvanova MA, Borschegovskaya PYu. Radiation technologies in medicine. Part 1. Medical accelerators. VMU. Series 3. Physics. Astronomy. 2015;(6):28–36. (Russian).
- Agafonov AV. Accelerators in medicine [Electronic resource]. – Access Mode: URL: <http://web.ihep.su/library/pubs/aconf96/ps/c96-198.pdf/> (Russian).
- Chernyaev AP, Varzar SM, Tultaev AV. The role of secondary particles during the passage of ionizing radiation through biological environments. ROO World of Science and Culture. 2010. (Russian).
- Galkin RV, Gursky SV, Jongen Y, et al. Cyclotron C235-V3 for the proton therapy center of the hospital complex of medical radiology in Dimitrograd. J. Techn. Phys. 2014;84(6). (Russian).
- Report of the Advisory Group Meeting on the Utilization of Particle Accelerators for Proton Therapy, 7–10 July 1998, IAEA Headquarters, Vienna.
- Seltzer S.M. An assessment of the role of charged secondary's from nonelastic nuclear interaction by therapy proton beam in water. National Institute of Standards and Technology Technical Reports No. NISTIR 5221, 1993.
- Zabaev VN. The use of accelerators in science and industry: a training manual. Tomsk. Publishing house TPU. 2008. (Russian).
- Kozlovsky B. Nuclear deexcitation gamma-ray lines from accelerated particle interactions. Astrophys J Suppl Ser. 2002;141:523–541.
- Komochkov MM, Lebedev VN. Practical Guide to Radiation Safety on Accelerators of Charged Particles. Moscow. Energoatomizdat. 1986. (Russian).
- Aleynikov VE, Gerdt VP, Komochkov MM. Neutron Energy Spectra for Protecting High-Energy Proton Accelerators. JINR. Preprint. 1974. (Russian).
- European Laboratory for Particle Physics, deq99.f – A FLUKA user-routine converting fluence into effective dose and ambient dose equivalent, Technical Note, CERN.SC.2006.070.RP.TN
- ICRP 2010, Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. ICRP Publication 116, Ann. ICRP. 2010 Apr-Oct;40(2-5):1-257.
- ICRP Publication 74 Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. Ann. ICRP. 1996;26 (3–4).
- IAEA Technical Reports Series No. 318. Compendium of neutron spectra and detector responses for Radiation Protection Purposes. 1990.
- Alekseev AG, Lebedev VN. Study of methodological issues of using individual albedo neutron dosimeters Preprint IHEP. 2003. (Russian).
- Gantsovskiy PP, Tsovyanov AG, Alekseev AG, Stepanov YuS. Using an experimental-calculation method for calibrating neutron individual dosimeters of various types at workplaces of radiation-hazardous production facilities. Instrumentation and Radiation Measurement News. 2016;(4):36–40. (Russian).
- Tsovyanov AG. Report at the joint meeting of problem commissions No. 1 and No. 10 “Radiation medicine and hygiene problems of radiation safety” 2018. (Russian).

For citation: Tsovyanov AG, Gantsovskii PP, Shandala NK, Shinkarev SM, Romanov VV. Problems of Ensuring Radiation Safety of Personnel when Operating Proton Therapeutic Accelerators Using an Example of the Proton Therapy Center in Dimitrograd. Medical Radiology and Radiation Safety. 2019;64(2):33–40. (Russian).

DOI: 10.12737/article_5ca5e40c3f79b9.76178616