

P16-2009-78

М. А. Грызинский*, М. Зельчинский*,
А. Г. Молоканов, С. В. Швидкий

ИЗМЕРЕНИЯ ДОЗНЫХ ПОЛЕЙ
ОТ ОБЛУЧАЕМОГО ФАНТОМА
В КАБИНЕ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

*Институт атомной энергии, Отвоцк-Сверк, Польша

Измерения дозных полей от облучаемого фантома в кабине протонной терапии

Медико-технический комплекс ЛЯП ОИЯИ проводит регулярные сеансы протонной терапии для лечения онкологических заболеваний.

Во время облучения пациент находится один в процедурной кабине. Это обосновано многолетней практикой, в особенности при использовании рентгеновской и гамма-терапии. Однако при проведении протонной терапии возможно ожидать снижения ambientной эквивалентной дозы $H^*(10)$ вокруг пациента.

С целью оценки радиационной обстановки в кабине терапевтического облучения пациента протонами с энергией 170 МэВ проведены измерения дозного поля вокруг облучаемого фантома. Отношение ambientной эквивалентной дозы на расстоянии 0,5 м от фантома к максимальной поглощенной дозе в фантоме составляло 0,05 мЗв/Гр. Эффективный коэффициент качества вторичного излучения практически постоянен в пространстве вокруг фантома и составляет 3,5. Такое значение свидетельствует о преобладающей роли нейтронов.

Полученные результаты свидетельствуют о возможности нахождения сопровождающего пациента человека в процедурной кабине при определенных условиях, связанных с медицинскими или психологическими особенностями пациента.

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем им. В. П. Джелепова ОИЯИ.

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 2009

Measurement of Dose Equivalent Fields Near Phantom in the Treatment Room for Proton Therapy in Dubna

At present regular sessions on proton therapy of cancer and some other diseases are carried out at the Medical-Technical facility of the Laboratory of Nuclear Problems, Joint Institute for Nuclear Research.

During irradiation a patient is alone in the treatment room. This is fully justified in case of X-ray or gamma therapy. In case of proton therapy, the ambient dose equivalent, $H^*(10)$, around the patient is expected to be significantly lower.

Dose measurements around the irradiated phantom have been performed in the treatment room for proton therapy using proton at 170 MeV energy. The ratio of the ambient dose equivalent to the maximum absorbed dose in the phantom was equal to 0.05 mSv/Gy at 0.5 m distance from the phantom in the condition similar to real patient irradiation. The effective quality factor of secondary radiation is almost constant in space around the phantom, its value is equal to 3.5. This value shows a predominant role of neutrons.

The obtained data should be taken into account if the possibility of presence of accompanying person in the treatment room is considered because of some medical or psychological reasons.

The investigation has been performed at the Dzhelapov Laboratory of Nuclear Problems, JINR.

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 2009

ВВЕДЕНИЕ

Протонная радиотерапия проводится в ЛЯП ОИЯИ с 1967 г. [1]. Во время облучения пациент обычно находится один в процедурной кабине. Это связано с мировой многолетней практикой обеспечения радиационной безопасности персонала и посторонних лиц при лучевой терапии на рентгеновских и гамма-установках. Протоны в отличие от фотонов рентгеновского и гамма-излучений имеют определенный пробег и не выходят за пределы тела пациента. Боковое рассеяние пучков протонов также значительно меньше рассеяния фотонов и электронов. Поэтому при протонной радиотерапии следует ожидать более низких фоновых уровней эффективной дозы (величины, лимитируемой нормами радиационной безопасности) в процедурной кабине, в непосредственной близости от пациента, чем при лучевой терапии на рентгеновских и гамма-установках. Это предположение было подтверждено нами экспериментально более десяти лет тому назад [2]. Было показано, что амбиентная эквивалентная доза $H^*(10)$ на расстоянии 0,5 м от середины облучаемого фантома в кабине № 1 Медико-физического комплекса ЛЯП ОИЯИ не превышала 0,4 мЗв за один сеанс облучения протонами с энергией 200 МэВ при поглощенной дозе в пике Брэгга в фантоме (или теле пациента), равной 1 Гр, в условиях, в которых проводились облучения в то время. Были высказаны предположения о возможности пребывания (в экстренных случаях) в кабине вместе с пациентом лиц, не являющихся членами персонала. В новых рекомендациях Международной комиссии радиологической защиты (МКРЗ-2007) [3] определен лимит эффективной дозы для попечителей пациента — 5 мЗв/эпизод. Термин эпизод здесь касается суммарной дозы, которую может получить рассматриваемое лицо за весь цикл облучения пациента, которого сопровождает это лицо во время облучения.

В течение последнего времени существенно изменилась методика облучения пациентов на фазотроне ЛЯП ОИЯИ. Вместо проводимых ранее облучений мишеней в области грудной клетки в настоящее время в основном используется методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии [4]. Локализации, облучаемые в процедурной кабине, расположены в основном в области головы и шеи. В связи с этим была снижена энергия протонного пучка до 170 МэВ и оптимизирована система формирования пучка в

процедурной кабине [5, 6].

Целью данной работы является определение амбиентной эквивалентной дозы в процедурной кабине протонной лучевой терапии при новых условиях облучения, сравнение результатов с полученными в 1998 г. и сопоставление с нормами радиационной безопасности в медицине, представленными в рекомендациях МКРЗ-2007.

МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ

Протонный пучок со средней энергией 170 МэВ выходит в кабину из вакуумного канала и проходит через массивный коллиматор K_1 , обрезающий периферическую часть пучка и фон от протонов, рассеянных на стенках вакуумного канала транспортировки пучка (рис. 1). На выходе коллиматора K_1 устанавливается один из сменных гребенчатых фильтров. Промежуточный коллиматор K_2 обрезает протоны, рассеявшиеся в системе мониторингирования пучка, коллиматоре K_1 и в гребенчатом фильтре. Формирующий коллиматор $\Phi К$, форма которого вычисляется для каждого поля облучения пациента, располагается перед пациентом и формирует поперечное сечение пучка, соответствующее форме облучаемой мишени.

Сколлимированный пучок протонов был направлен на фантом размерами $32 \times 32 \times 32 \text{ см}^3$, наполненный водой и установленный над креслом пациента. Непосредственно перед фантомом, в направлении мониторингирования пучка была установлена плоская тканеэквивалентная камера типа KR-13 [7, 8].

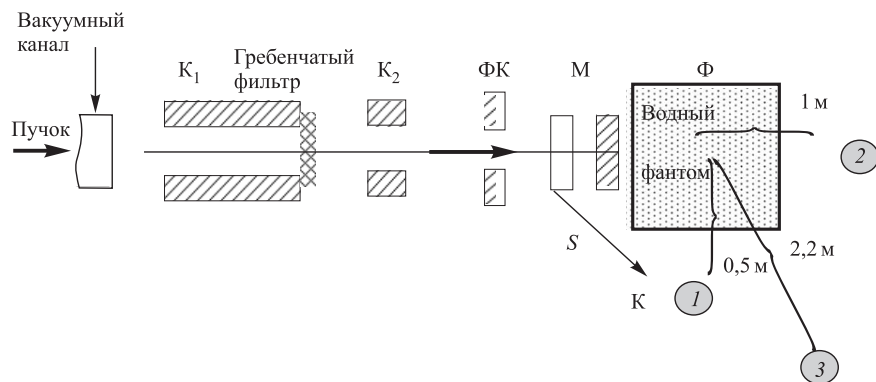


Рис. 1. Схема формирования и измерения параметров протонного пучка в кабине № 1: K_1 , K_2 — коллиматоры; $\Phi К$ — формирующий коллиматор; M — мониторная камера (указаны два положения); Φ — облучаемый фантом; K — одно из трех положений детектора амбиентной эквивалентной дозы; S — возможное направление рассеяния протонов

Достаточно малый междуэлектродный зазор (1,75 мм) гарантировал практически полное насыщение тока камеры при напряжении 1500 В между ее электродами, и тем самым была полностью обеспечена пропорциональность тока камеры интенсивности мониторируемого протонного пучка.

Детектор амбиентной эквивалентной дозы помещался в разных точках процедурной кабины, на высоте выводимого протонного пучка. На рис. 1 показано расположение детектора в ходе эксперимента. Положение, обозначенное цифрой 1, существенно с точки зрения рассмотрения возможности пребывания в этом месте лица, сопровождающего пациента во время облучения.

В качестве детектора амбиентной эквивалентной дозы была использована рекомбинационная камера REM-2 [7, 9]. Это была та же камера, которая использовалась для измерений в процедурной кабине в 1998 г. Постоянство чувствительности камеры, то есть отношение ее тока при рабочем междуэлектродном напряжении (1200 В) к мощности амбиентной поглощенной дозы, было проверено в поле рассеянного излучения изотопа ^{60}Co установки РОКУС, так как мощность дозы в протонном пучке установки была слишком велика для целей градуировки камеры. Мощность тканевой кермы в рассеянном излучении была измерена камерой KR-13 с хорошо известной чувствительностью. Мощность амбиентной эквивалентной дозы $\text{H}^*(10)$ была пересчитана из кермы согласно табличным данным в предположении, что средняя энергия рассеянных фотонов находится в пределах нескольких сотен кэВ. Найденное таким образом значение чувствительности камеры REM-2 (340 мкКл/Гр) лишь незначительно отличалось от чувствительности с 1998 г., то есть, как почти у всех камер этого типа, снижение ее чувствительности (объяснимое возможной диффузией газа, наполняющего камеру через стенку и пропускные изоляторы) составляет около 0,4 % в год.

Практическое постоянство давления тканееквивалентного газа в используемой камере было полностью подтверждено также измеренным значением эффективности собирания ионов в поле рассеянного гамма-излучения при напряжении 40 В : $f_\gamma = 0,957$. В 1998 г. эффективность собирания ионов была измерена в поле гамма-излучения изотопа ^{137}Cs и составляла $0,955 \pm 0,002$ при напряжении 41 В. Эффективность собирания ионов в полях электромагнитного излучения практически не зависит от энергии фотонов, поэтому некоторая неопределенность энергии рассеянных фотонов установки РОКУС не имеет здесь существенного значения. Таким образом, напряжение 40 В является оптимальным (обеспечивающим эффективность локальной рекомбинации ионов в поле гамма-излучения (4 ± 1) %) для определения рекомбинационного параметра качества и амбиентной эквивалентной дозы [10].

При измерениях в процедурной кабине № 1 на камеру REM-2 подавалось поочередно напряжение 1200 В и 40 В. При этом измерялись токи i_S (близкий к току насыщения) и i_R (ток в режиме рекомбинации) соответственно.

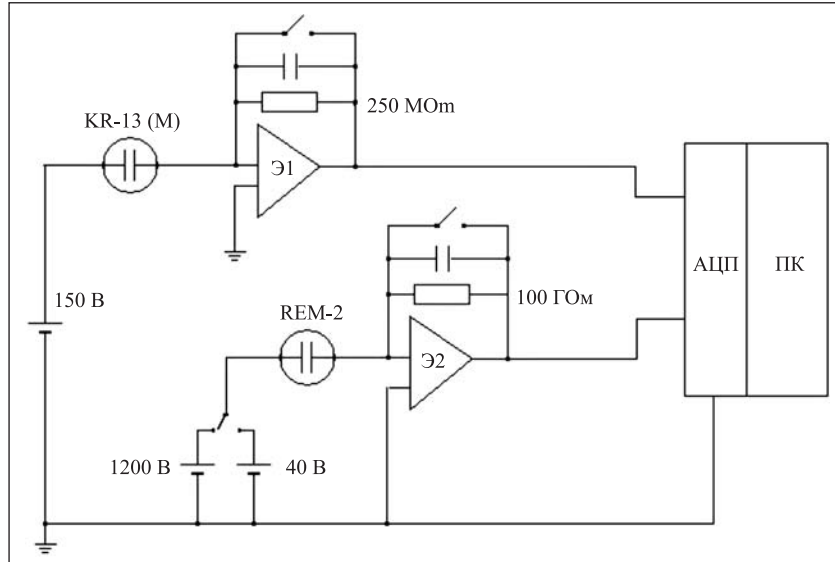


Рис. 2. Принципиальная схема подключения ионизационных камер: Э1, Э2 — электрометрические усилители; АЦП — карта аналого-цифрового преобразователя, встроенного в персональный компьютер (ПК)

Одновременно регистрировались показания монитора M_S и M_R . Такие измерения проводились для каждого положения камеры в кабине.

Токи рабочей и мониторинговой камеры измерялись с помощью полупроводниковых электрометров с полной отрицательной обратной связью (рис. 2). Точные значения высокоомных сопротивлений, подключаемых к электрометру, были определены с помощью эталонного генератора постоянного тока и цифрового вольтметра. Параллельно с высокоомным сопротивлением подключались полистироловые конденсаторы с емкостью, обеспечивающей постоянную времени RC порядка нескольких секунд в цепи обратной связи. Отсчет показаний производился в установившемся режиме (по истечении времени, равного примерно десяти RC) 40 раз каждые 5 с, что регистрировалось в персональном компьютере. Переключение напряжения, прикладываемого к камере, и закорачивание высокоомных сопротивлений также осуществлялось посредством компьютера.

Рекомбинационный параметр качества Q_R находился по формуле

$$Q_R = \frac{1}{R} \left[1 - \frac{i_R}{M_R} \frac{M_S}{i_S} \right],$$

где $R = 1 - f_\gamma \approx 1 - (i_R/i_S)_\gamma = 0,043$ — эффективность локальной рекомбинации ионов в поле гамма-излучения.

Мощность AMBIENTНОЙ ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ДОЗЫ определялась по формуле

$$\dot{H}^*(10) = \dot{D}^*(10) \cdot Q^*(10) \approx k_\gamma g i_S \cdot Q_R,$$

где $k_\gamma = 340$ мкКл/Гр⁻¹ — чувствительность камеры REM-2, согласно градуировке, в поле гамма-излучения; $Q^*(10)$ — AMBIENTНЫЙ КОЭФФИЦИЕНТ КАЧЕСТВА ИЗЛУЧЕНИЯ; g — поправочный коэффициент, учитывающий возможное различие чувствительности камеры для разных излучений и возможное различие между фактором качества и рекомбинационным параметром качества излучения. В данных измерениях принималось $g = 1$, что вполне допустимо для смешанного излучения, коэффициент качества которого не превышает 5 Зв/Гр [11, 12].

ПОЛУЧЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Мощность AMBIENTНОЙ ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ДОЗЫ, измеренная на расстоянии 0,5 м от центра облучаемого фантома, составляет приблизительно 3 мЗв/ч, при мощности поглощенной дозы в пике Брэгга 1 Гр/мин. В других точках процедурной кабины значение мощности AMBIENTНОЙ ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ДОЗЫ меньше, изменяется приблизительно обратно пропорционально расстоянию от центра фантома.

В случае краткосрочных облучений пациента за 1–2 сеанса, в которых облучается мишень малого размера и появляется необходимость нахождения в кабине сопровождающего лица, полная поглощенная доза в облучаемой мишени может составлять до 30 Гр, при этом AMBIENTНАЯ ЭКВИВАЛЕНТНАЯ ДОЗА на расстоянии 0,5 м от пациента — порядка 1,5 мЗв. Это ниже предела, представленного в международных рекомендациях МКРЗ-2007 для лиц (не являющихся персоналом), сопутствующих пациенту при облучениях.

Амбиентный коэффициент качества излучения практически одинаков в каждом представляющем интерес районе кабины и составляет 3,5 Зв/Гр. Такое значение коэффициента качества свидетельствует о преобладающей роли быстрых нейтронов.

Результаты этих измерений практически полностью совпадают с данными, полученными в 1998 г., несмотря на то, что условия облучения и оборудование кабины с того времени изменилось. Однако теперь была обнаружена возможность появления более высокого уровня мощности AMBIENTНОЙ ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ДОЗЫ в некоторых точках процедурной кабины. Это может иметь место в случае, если непосредственно в пучке, перед фантомом (или пациентом), находится предмет, на котором протоны могут рассеиваться и с достаточной энергией достигать интересующей точки.

Мониторная камера с массой $1,4 \text{ г/см}^2$, отодвинутая от поверхности фантома на 10 см (в положение, обозначенное на рис. 1 незаштрихованным прямоугольником), явилась причиной существенного (почти трехкратного увеличения мощности ambientной эквивалентной дозы в точке, находящейся на расстоянии 0,5 м сбоку фантома). При этом коэффициент качества излучения уменьшился в 1,5 раза. Этот факт можно объяснить дополнительным вкладом рассеянных протонов (рис. 1).

ВЫВОДЫ

Отношение ambientной эквивалентной дозы вблизи фантома (на расстоянии 0,5 м от его центра), облучаемого протонами с энергией 170 МэВ, к максимальной поглощенной дозе в расширенном пике Брэгга в фантоме составляет около 0,05 мЗв/Гр. Такое же значение было получено 10 лет тому назад при использовании протонов 200 МэВ в условиях, в некоторой степени отличающихся от нынешних. Это может свидетельствовать, что отношение ambientной эквивалентной дозы рядом с пациентом к максимальной поглощенной дозе в теле облучаемого пациента почти одинаково (того же порядка) во всех процедурных помещениях лучевой протонной терапии при подобной геометрии облучения.

Ambientный коэффициент качества излучения вокруг фантома составляет 3,5. Такое значение коэффициента качества свидетельствует о преобладающем вкладе нейтронов в ambientную дозу.

Сопоставляя полученное отношение с лимитом, представленным в международных рекомендациях МКРЗ-2007, можно считать возможным (с точки зрения требований МКРЗ) допустить в экстренных случаях пребывание в кабине лиц, сопровождающих пациента во время облучения. Следует, однако, учитывать возможность изменения уровня ambientной эквивалентной дозы в случае установки какого-либо рассеивателя непосредственно в пучке протонов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Абазов В. М. и др. Шестикабинный клиничко-физический комплекс Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ для лучевой терапии пучками протонов, отрицательных пи-мезонов и нейтронов. Сообщение ОИЯИ 18-90-496. Дубна, 1990.
2. Зельчинский М. и др. Ambientная эквивалентная доза в кабине для лучевой терапии протонами с энергией 200 МэВ. Сообщение ОИЯИ Р16-98-346. Дубна, 1998.

3. Recommendation of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication, 103, 2007.
4. Агапов А. В. и др. Методика трехмерной конформной протонной терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. Т. 2, № 6(129). С. 80–86.
5. Молоканов А. Г. Формирование глубинного дозного распределения радиотерапевтического протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ. Сообщение ОИЯИ Р18-2007-90. Дубна, 2007.
6. Молоканов А. Г. Формирование радиотерапевтического протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ // Вопросы атомной науки и техники. 2008, № 5.
7. Зельчинский М., Гольник Н. Ионизационные рекомбинационные камеры, Т. 3. Институт атомной энергии. Свєрк, 2000.
8. Зельчинский М. и др. Исследование детекторов для определения дозиметрических параметров медицинских пучков. Сообщение ОИЯИ Р16-80-563. Дубна, 1980.
9. Zielczynski M., Gólnik N., Rusinowski Z. A Computer Controlled Ambient Dose Equivalent Meter Based on a Recombination Chamber // Nucl. Instr. Meth. 1996. A. V. 370. 563–567.
10. Gólnik N. Recombination Method in the Dosimetry of Mixed Radiation. Report IAE-20/A, Otwock–Swierk, 1996.
11. Gólnik N., Zielczynski M. Determination of Quality Factor in Mixed Radiation Fields Using Recombination Chamber // Radiation Protection Dosimetry. 1992. V. 52. P. 57–60.
12. Zielczynski M., Gólnik N., Gryzinski M. A. A Comparison of Different Recombination Methods in Mixed Radiation Field at High-Energy Accelerators // Radiation Protection Dosimetry. 2007. V. 126. P. 248–252.

Получено 27 мая 2009 г.

Редактор *М. И. Зарубина*

Подписано в печать 17.07.2009.

Формат 60 × 90/16. Бумага офсетная. Печать офсетная.

Усл. печ. л. 0,68. Уч.-изд. л. 0,83. Тираж 230 экз. Заказ № 56665.

Издательский отдел Объединенного института ядерных исследований
141980, г. Дубна, Московская обл., ул. Жолио-Кюри, 6.

E-mail: publish@jinr.ru

www.jinr.ru/publish/