

Г.Г. Шимчук, А.В. Скобляков, А.А. Голубев, А.В. Канцырев, Гр.Г. Шимчук

ОЦЕНКА ВОЗМОЖНОСТИ ВЕРИФИКАЦИИ ДОЗОВЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ ПРОТОНОВ МЕТОДОМ НАВЕДЕНОЙ ПОЗИТРОННОЙ АКТИВНОСТИ В ТКАНЯХ ЧЕЛОВЕКА

Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт»

Контактное лицо: Геннадий Григорьевич Шимчук, e-mail: Gennady.Shimchuk@itep.ru

РЕФЕРАТ

Выполнена расчетная оценка возможности верификации дозовых распределений протонов методом ПЭТ-визуализации наведенной позитронной активности в тканях человека, которая образовалась в результате протонной лучевой терапии. Для сравнения дозового распределения модулированного по энергии частиц пучка протонов диаметром 10 мм с начальной энергией частиц 100 МэВ, обеспечивающего равномерное облучение мишени в 13 мм зоне (на уровне 90 % дозы облучения) в конце пробега частиц, с картой наведенной активности от радионуклидов ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O были выполнены численные расчеты методом Монте-Карло с использованием программы моделирования Geant 4. В процессе моделирования был использован объем с размерами $50 \times 50 \times 100$ мм, имитирующий мягкие ткани тела человека плотностью 1 г/см³, состоящий из атомов водорода (62 %), углерода (12 %), кислорода (24 %) и азота (1,1 %). Выполнен расчет сечений образования радионуклидов ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O в реакциях $^{12}\text{C}(\text{p}, \text{pn})^{11}\text{C}$, $^{14}\text{N}(\text{p}, \alpha)^{11}\text{C}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{pn})^{13}\text{N}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \alpha)^{13}\text{N}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{pn})^{15}\text{O}$, с использованием которых выполнялись расчеты распределений позитронной активности в облучаемом объеме. Принимая во внимание малые периоды полураспада рассматриваемых радионуклидов (в первую очередь кислорода-15), были выполнены расчеты изоактивностей и глубинных распределений наработанных радиоактивностей для различных временных интервалов времени после облучения.

Выполненное расчетное моделирование распределений активностей радионуклидов ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O при прохождении модулированного пучка протонов с учетом распада наработанных радионуклидов после облучения показывают, что с помощью регистрации в течение 15 мин наведенной активности радионуклидов через 2 мин после облучения представляется возможным получение данных о соответствии запланированного и выполненного облучения новообразований при протонной терапии. Однако небольшие уровни нарабатываемой активности (при уровне 2 Гр для мелкофракционированных облучений) требуют аппаратуры с высокой эффективностью регистрации аннигиляционного излучения и высоким пространственным разрешением на уровне 1,5–2,0 мм.

Ключевые слова: протонная лучевая терапия, радионуклиды, наведенная активность, ПЭТ-визуализация, дозовые поля, верификация

Для цитирования: Шимчук Г.Г., Скобляков А.В., Голубев А.А., Канцырев А.В., Шимчук Гр.Г. Оценка возможности верификации дозовых распределений протонов методом наведенной позитронной активности в тканях человека // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2024. Т. 69. № 6. С. 87–93. DOI:10.33266/1024-6177-2024-69-6-87-93

DOI:10.33266/1024-6177-2024-69-6-87-93

G.G. Shimchuk, A.V. Skobliakov, A.A. Golubev, A.V. Kantsyrev, Gr.G. Shimchuk

Assessment of the Possibility of Verification of Proton Dose Distributions by the Method of Induced Positron Activity in Human Tissue

National Research Center “Kurchatov Institute”

Contact person: G.G. Shimchuk, e-mail: Gennady.Shimchuk@itep.ru

АБСТРАКТ

A computational assessment was made of the possibility of verifying dose distributions during proton radiation therapy using PET imaging of positron activity in human tissues, which was formed as a result of proton irradiation. To compare the dose distribution of a particle energy-modulated proton beam with a diameter of 10 mm with an initial particle energy of 100 MeV, ensuring uniform irradiation of the target in a 13 mm zone (at the level of 90 % of the radiation dose) at the end of the particle path, with a map of induced activity from the radionuclides ^{11}C , ^{13}N and ^{15}O , numerical calculations were performed in a Monte–Carlo code using the Geant4 simulation program. In the modeling process, a volume with dimensions of $50 \times 50 \times 100$ mm was used, simulating soft tissues of the human body with a density of 1 g/cm³, consisting of hydrogen atoms (62 %), carbon (12 %), oxygen (24 %) and nitrogen (1.1 %). The cross sections for the formation of radionuclides ^{11}C , ^{13}N and ^{15}O in the reactions $^{12}\text{C}(\text{p}, \text{pn})^{11}\text{C}$, $^{14}\text{N}(\text{p}, \alpha)^{11}\text{C}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{pn})^{13}\text{N}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \alpha)^{13}\text{N}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{pn})^{15}\text{O}$ have been calculated, which were used to calculate the distributions of positron activity in the irradiated volume. Taking into account the short half-lives of the radionuclides under consideration (primarily oxygen-15), calculations of isoactivities and depth distributions of accumulated radioactivities were performed for various time intervals after irradiation.

The performed computational modeling of the distributions of activities of radionuclides ^{11}C , ^{13}N and ^{15}O during the passage of a modulated proton beam, taking into account the decay of produced radionuclides after irradiation, shows that by recording for 15 minutes the induced activity of PET radionuclides 2 minutes after irradiation, it is possible to obtain data on the compliance of the planned and irradiation of tumors performed during proton therapy. However, small levels of generated activity (at a level of 2 Gy for finely fractionated irradiations) require a device with high efficiency in recording annihilation radiation and high spatial resolution at the level of 1.5–2.0 mm.

Ключевые слова: proton irradiation, radionuclides, induced activity, PET, dose fields, verification

For citation: Shimchuk GG, Skobliakov AV, Golubev AA, Kantsyrev AV, Shimchuk GrG. Assessment of the Possibility of Verification of Proton Dose Distributions by the Method of Induced Positron Activity in Human Tissue. Medical Radiology and Radiation Safety. 2024;69(6):87–93. (In Russian). DOI:10.33266/1024-6177-2024-69-6-87-93

Введение

Протонная лучевая терапия, как один из наиболее эффективных методов лечения онкологических заболеваний, позволяет формировать конформные дозовые поля, обеспечивающие минимальное поражение здоровых тканей и органов, находящихся в непосредственной близости от очага облучения. В отличие от других видов излучений, глубинное распределение дозы для протонов имеет зону медленного подъема с увеличением глубины проникновения, за которым следует максимум удельного энерговыделения – пик Брегга (рис. 1). Амплитуда этого пика в три-четыре раза превышает дозу на поверхности среды. За пиком Брегга доза очень быстро падает практически до нуля. При этом, особенностью пика Брегга является его небольшая ширина на полувысоте и высокий градиент уменьшения выделения энергии на заднем его склоне.

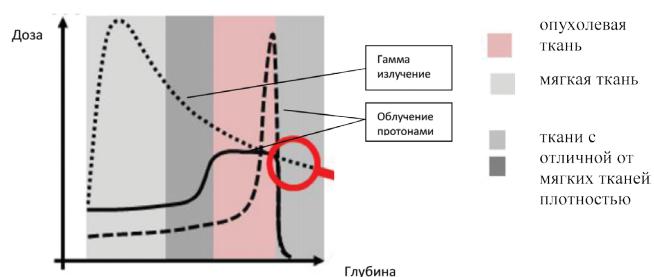


Рис. 1. Распределение дозы облучения в зависимости от глубины проникновения

Fig. 1. Radiation dose distribution depending on the depth of penetration

При прохождении через вещество протоны помимо ионизационных потерь энергии испытывают взаимодействия с ядрами вещества. Эти взаимодействия могут быть двух типов: многократное упругое рассеяние, что приводит к боковому рассеянию протонов, и ядерное неупругое взаимодействие, что приводит к выбыванию части протонов из первичного пучка. Как правило, вклад в ширину пучка в пике Брегга только за счет многократного кулоновского рассеяния составляет примерно 2 % ширины пика Брегга в воде [1]. За счет неупругого взаимодействия порядка 1 % протонов теряется на 1 см пробега в воде. Однако, что более важно, следствием таких неупругих ядерных взаимодействий является создание короткоживущих радионуклидов, таких ^{15}O , ^{13}N и ^{11}C . Наличие таких радионуклидов может быть непосредственно использовано для определения пробега частиц и верификации реально получаемых дозовых полей при протонном облучении.

Формирование дозовых полей при протонном облучении в лучевой терапии в настоящее время осуществляется двумя способами. К первому способу, который был разработан на начальной стадии протонной лучевой терапии и который все еще широко используется, относится метод так называемого пассивного рассеяния [2, 3]. При использовании этого метода для расширения полученного из ускорителя узкого пучка протонов используется рассеивающая фольга. Этот расширенный пучок протонов затем формируется с помощью коллимационного устройства для обеспечения соответствия размера и формы пучка геометрии мишени, а с помощью

тормозителя устанавливается необходимая длина пробега протонов для конкретной глубины залегания мишени облучения. Для формирования конформной дозы по направлению пучка протонов используется модуляционное устройство, обеспечивающее равномерное облучение мишени по глубине с образованием так называемого плато пиков Брегга (рис. 1).

Второй способ известен как активное сканирование [4–7]. Здесь узкийmonoэнергетический протонный пучок перемещают магнитным полем в поперечном направлении в сочетании с пошаговыми изменениями энергии для сканирования по глубине. С помощью этого способа удается достигать большей конформности дозного распределения протонного пучка по глубине и форме мишени, но этот метод технически гораздо сложней, требует большего времени облучения и является более чувствительным к движению органов в процессе облучения.

При планировании лечения выполняются расчеты энергии протонов, необходимой для облучения мишени, залегающей на определенной глубине. В этих расчетах неизбежны неточности, связанные: с неоднородной плотностью тканей по пути прохождения частиц, с неточностями данных компьютерной томографии, которые необходимы для этих расчетов, с неточным позиционированием пациента во время облучения, с анатомическими изменениями у пациента при многократном фракционировании лучевого лечения, с изменениями размера опухоли в процессе длительного курса лечения и, наконец, с ежедневными изменениями наполнения внутренних полостей, таких как кишечник, мочевой пузырь, прямая кишка. Все это может приводить к нежелательному облучению прилегающих здоровых тканей или органов, или недостаточному облучению части самой опухоли (рис. 2, обозначено красным кругом).

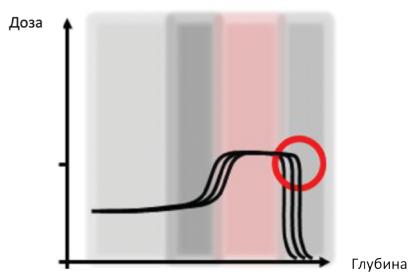


Рис. 2. Возможные неточности реализации плана облучения протонами

Fig. 2. Possible inaccuracies in the implementation of the proton irradiation plan

Таким образом, имеется много факторов, влияющих на точность определения энергии протонного пучка, что требует необходимости точной верификации реальных дозовых распределений *in vivo*.

Одним из методов, обеспечивающих высокий контроль соответствия запланированной и проведенной протонной терапии является метод ПЭТ-визуализации. Как отмечалось выше, при прохождении пучка протонов в тканях организма человека за счет ядерного взаимодействия образуются короткоживущие радионуклиды ^{15}O , ^{13}N и ^{11}C , которые являются позитронными эмиттерами. При аннигиляции позитронов, испускаемых этими ради-

онуклидами, с электронами тканей человека рождаются два аннигиляционных гамма-кванта с энергией 511 кэВ, разлетающихся в противоположных направлениях, которые можно регистрировать с помощью ПЭТ-сканера. Хотя корреляция между измеренной наведенной активностью и полученной дозой не является прямой (разное процентное содержание указанных ядер в тканях человека, разные величины их сечений образования и периодов полураспада), реконструированное распределение активности позитронных эмиттеров может давать представление о соответствии дозовых распределений от запланированного и выполненного облучения.

Материал и методы

Основной задачей настоящей работы является расчетная оценка возможности верификации дозовых распределений при протонной лучевой терапии методом ПЭТ-визуализации позитронной активности в тканях человека, которая образовалась в результате взаимодействия протонного пучка с ядрами кислорода, азота и углерода.

Для сравнения дозового распределения пучка протонов диаметром 10 мм с энергией частиц 100 МэВ в мягких тканях человека с картой наведенной активности от радионуклидов ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O были выполнены численные расчеты методом Монте-Карло с использованием программы моделирования Geant 4 [8]. Программа Geant 4 представляет собой общепризнанную и много-кратно апробированную среду моделирования прохождения элементарных частиц через вещество. В процессе моделирования был использован объем с размерами $50 \times 50 \times 100$ мм, имитирующий мягкие ткани тела человека плотностью 1 г/см³, состоящий из H (62 % атомов), C (12 % атомов), O (24 % атомов), N (1,1 % атомов).

При выполнении расчетов распределений активности позитронных эмиттеров при прохождении пучка протонов в тканях человека был выполнен расчет сечений образования радионуклидов ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O в следующих реакциях: $^{12}\text{C}(\text{p}, \text{pn})^{11}\text{C}$, $^{14}\text{N}(\text{p}, \alpha)^{11}\text{C}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \alpha\text{pn})^{11}\text{C}$, $^{14}\text{N}(\text{p}, \text{pn})^{13}\text{N}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \alpha)^{13}\text{N}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{pn})^{15}\text{O}$. Как показывают некоторые работы по моделированию ядерных реакций в среде Geant 4 [9, 10], сечения отдельных адронных процессов отличаются от экспериментально измеренных. Поэтому сечения для рассматриваемых реакций были рассчитаны с использованием программы TALYS [11], которая позволяет осуществлять моделирование ядерных реакций до энергий 200 МэВ с использованием надежных ядерных моделей. Программа может использоваться как для анализа экспериментальных данных, так и с целью получения ядерных данных для различных приложений. Полученные в этих расчетах сечения взаимодействия для указанных реакций представлены на рис. 3.

Данные результаты расчетов сечений образования радионуклидов ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O при облучении протонами показали, что наибольший интерес для верификации полей облучения протонного пучка могут представлять реакции на кислороде $^{16}\text{O}(\text{p}, \alpha)^{13}\text{N}$ и на азоте $^{14}\text{N}(\text{p}, \alpha)^{11}\text{C}$, $^{14}\text{N}(\text{p}, \text{pn})^{13}\text{N}$, имеющие высокие значения сечений и низкий порог энергии образования радионуклидов при облучении протонами. Наиболее перспективной среди этих реакций представляются реакция $^{16}\text{O}(\text{p}, \alpha)^{13}\text{N}$, имеющая не только высокое сечение образования в районе пика Брегга (больше 200 мбарн) но и высокое содержание кислорода (24 %) в тканях человека. Реакция $^{14}\text{N}(\text{p}, \text{pn})^{13}\text{N}$ также имеет высокое сечение образования в районе пика Брегга (около 200 мбарн), однако процентное содержания азота в тканях человека очень небольшое

(чуть больше 1 %). В двух этих реакциях образуется азот-13, период полураспада которого небольшой, всего 10 мин. Углерод-11, образующийся в реакции $^{14}\text{N}(\text{p}, \alpha)^{11}\text{C}$, хотя и имеет в 2 раза больший период полураспада (~ 20 мин), его доля в наведенной активности в районе низких энергий протонов оказывается очень небольшой из-за низкого процентного содержания азота в тканях человека. Остальные реакции имеют слишком высокие пороги энергий образования позитрон-излучающих радионуклидов, что не позволяет получить с их помощью информативные данные в зоне низких энергий протонов (в области пика Брегга) при формировании полей облучения с использованием как пассивных, так и активных технических средств.

Для получения интегральных значений сечений взаимодействия указанных выше реакций получения ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O , был описан и добавлен в среду моделирования Geant 4 новый физический процесс AddCrossSection, который работает одновременно с физическим пакетом QGSP_BIC [12] и G4RadioactiveDecayPhysics [13]. Процесс AddCrossSection, был создан на базе класса G4VDiscreteProcess, в структуру которого были перегружены коды GetMeanFreePath и PostStepDoIt [14]. В конструкторе класса AddCrossSection путем интерполяции с помощью библиотеки libInterpolate [15] была создана база данных по сечениям взаимодействия реакций, которые представлены на рис. 3.

Код GetMeanFreePath отвечает за определение сечения взаимодействия как функции типа частиц, энергии и материала объема и рассчитывает длину свободного пробега протонов. В GetMeanFreePath происходит также расчет длины свободного пробега протона для каждой из рассматриваемых реакций с помощью выражения:

$$l = (n\sigma)^{-1} \quad (1)$$

где l – средняя длина свободного пробега протона, n – концентрация частиц, которая рассчитывается с учетом процентного состава рассматриваемого в модели объема, σ – сечение взаимодействия.

Код PostStepDoIt отвечает за генерацию рассматриваемых радионуклидов после взаимодействия каждого протона. Данный код фиксирует не только сам факт произошедшей ядерной реакции, но и координаты мест образования соответствующих радионуклидов. Проучавший в такой ядерной реакции протон далее уже не рассматривается в ходе дальнейшего моделирования.

Для построения карты изодоз протонного пучка и удельного количества образовавшихся радионуклидов ^{11}C , ^{13}N , и ^{15}O был также написан скрипт mapiso.py на языке программирования python3.

Результаты расчетов

Проведено расчетное моделирование дозового поля и распределение образовавшихся радионуклидов ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O в мягких тканях человека при облучении модулированным по энергии протонным пучком с попечерным диаметром 10 мм и начальной энергией частиц 100 МэВ, обеспечивающего равномерное облучение мишени в 13 мм зоне (на уровне 90 % дозы облучения) в конце пробега частиц. Энергии частиц и доли этих частиц в исходном пучке протонов для такого облучения имели следующие значения: 100 МэВ – 0,49, 98 МэВ – 0,17, 96 МэВ – 0,13, 94 МэВ – 0,11, 92 МэВ – 0,10. Статистика каждого такого модельного расчета составляла 10^9 протонов, что обеспечивало поглощенную дозу в 4 Гр на плато в конце пробега пучка протонов.

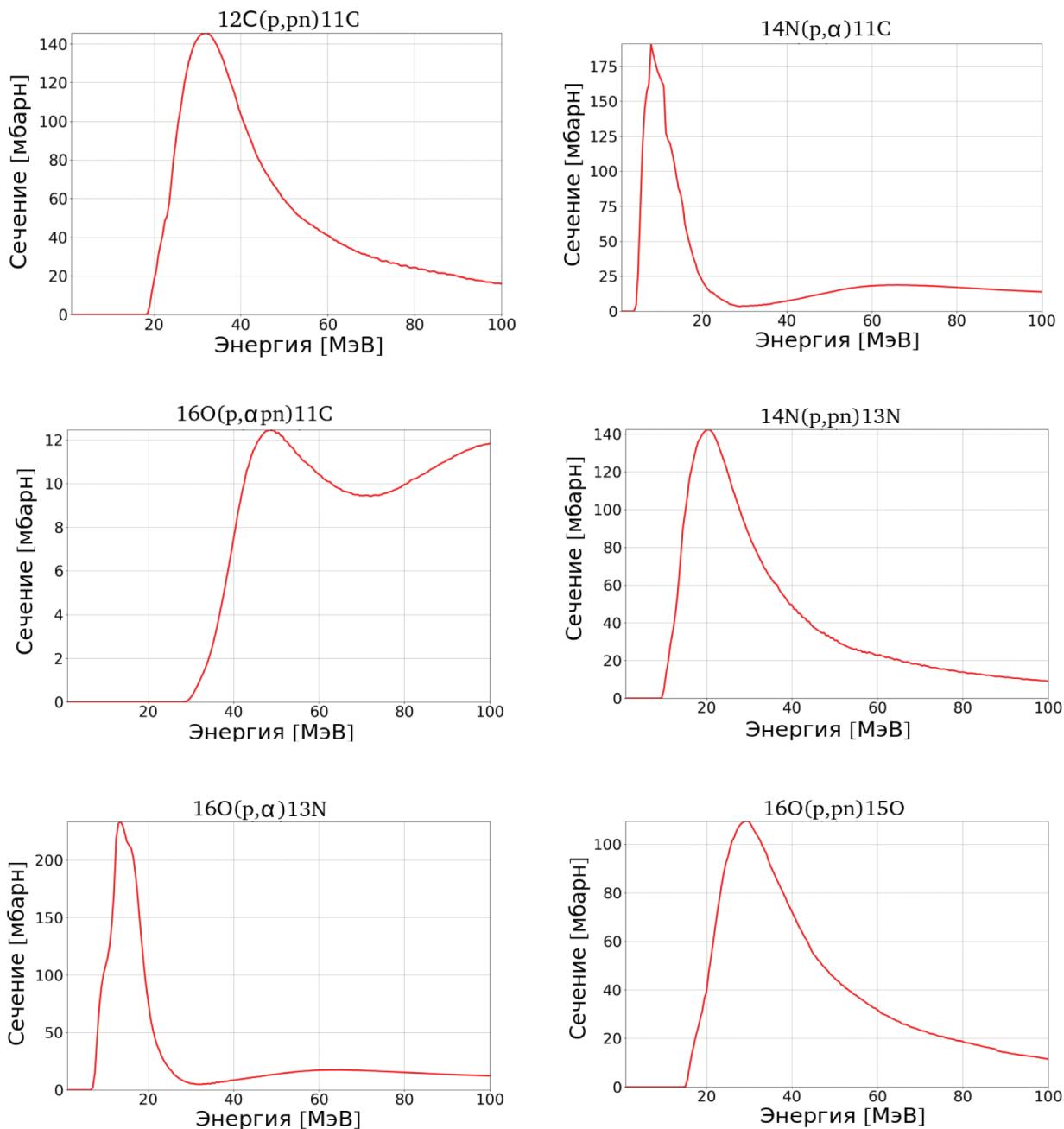


Рис. 3. Сечения взаимодействия для реакций, использованных в расчетах

Fig. 3. Interaction cross sections for the reactions used in the calculations

На рис. 4 представлено распределение поглощенной дозы пучка протонов по глубине мягких тканей, а на рис. 5 показана карта изодоз в сечении по диаметру этого пучка протонов с описанными выше параметрами. Цветом выделены уровни изодоз карты дозового распределения.

На следующих рисунках (6–8) показаны карты удельного количества образовавшихся радионуклидов ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O в объеме 1 мм³. Цветом выделены уровни удельного количества образовавшихся радионуклидов относительно максимального значения.

На следующем рис. 9 представлена карта удельного количества образовавшихся радионуклидов от общей активности всех трех радионуклидов.

Более наглядное глубинное распределение наведенной активности в мягких тканях человека при облучении модулированным пучком протонов с указанными

выше параметрами представлено рис. 10 для каждого из рассматриваемых радионуклидов без учета их распада во время облучения. На этом же рисунке представлен график дозового распределения модулированного пучка протонов с энергией 100 МэВ.

Как видно из данных рис. 10, задние склоны для доз ниже 50 % дозового распределения и суммарной наведенной активности практически параллельны и отстоят друг от друга всего на 2,5 мм. Однако задний склон более высоких изодоз и суммарной наведенной активности уже заметно различаются по глубине. Обусловлено это тем, что высокий вклад с суммарное распределение наведенной активности дает самый короткоживущий радионуклид ^{15}O .

Представленные выше данные расчетов выполнены без учета распада образующихся радионуклидов. Вместе с тем, учитывая малые периоды полураспада рассма-

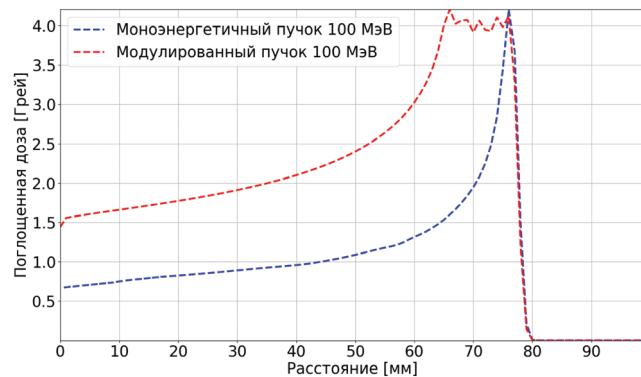


Рис. 4. Распределение поглощенной дозы протонного пучка по глубине в мягких тканях человека

Fig. 4. Distribution of the absorbed dose of the proton beam by depth in human soft tissues

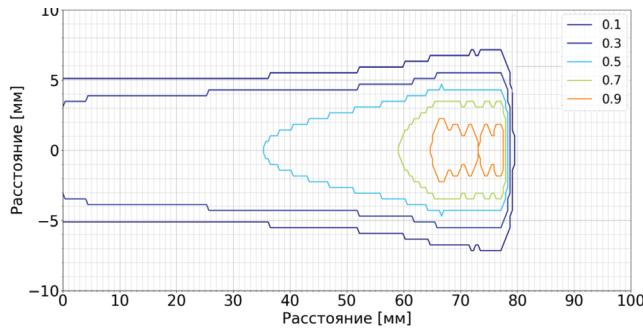


Рис. 5. Карта дозового распределения в центральном сечении пучка протонов

Fig. 5. Dose distribution map in the central section of the proton beam

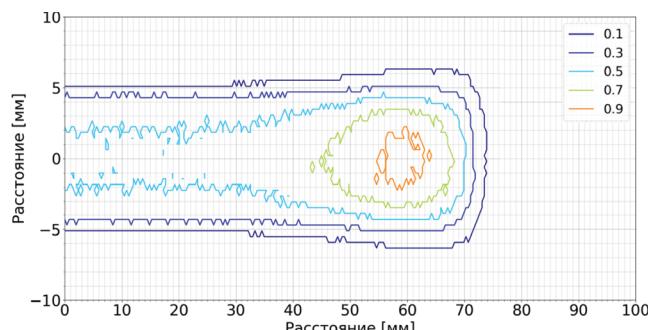


Рис. 6. Карта удельного количества образовавшихся радионуклидов ^{11}C

Fig. 6. Map of the specific amount of radionuclides formed ^{11}C

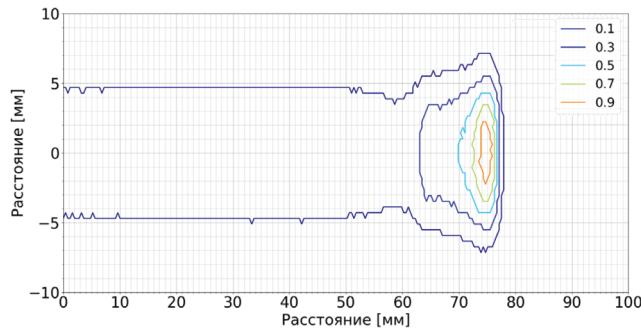


Рис. 7. Карта удельного количества образовавшихся радионуклидов ^{13}N

Fig. 7. Map of the specific amount of radionuclides formed ^{13}N

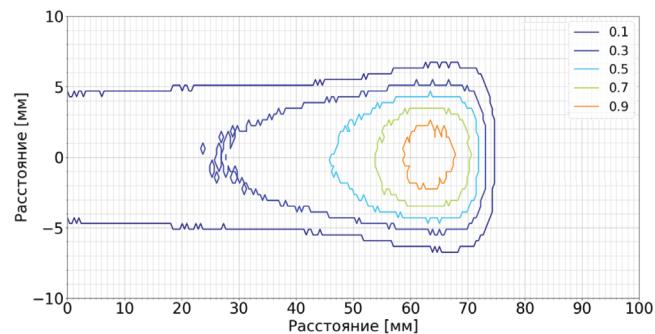


Рис. 8. Карта удельного количества образовавшихся радионуклидов ^{15}O

Fig. 8. Map of the specific amount of radionuclides formed ^{15}O

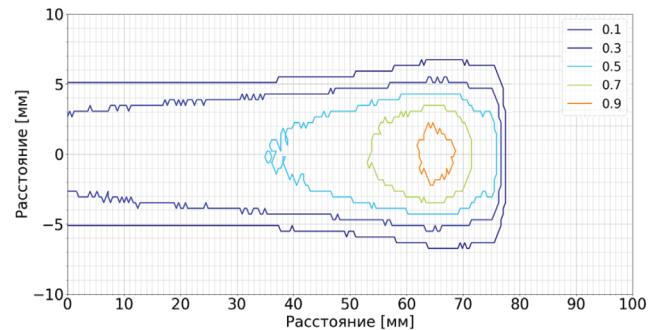


Рис. 9. Карта суммарного удельного количества образовавшихся всех трех радионуклидов ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O

Fig. 9. Map of the total specific amount of all three radionuclides formed ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O

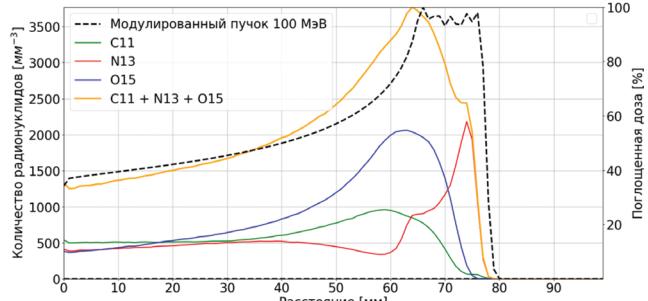


Рис. 10. Результаты расчетов наведенной активности радионуклидов и дозы от протонного пучка в зависимости от глубины пробега протонов

Fig. 10. Calculation results of the induced activity of radionuclides and the dose from the proton beam depending on the proton path depth

тряваемых радионуклидов (в первую очередь кислорода-15) и невысокие значения их активности при облучении протонами, в особенности при мелкофракционных облучениях, были выполнены расчеты изоактивностей и глубинных распределений наработанных радиоактивностей для различных временных интервалов времени после облучения. Ниже на рисунках (11–13) представлены результаты расчетов для времен 2, 10 и 20 мин после окончания облучения.

На следующих рисунках (14–16) представлены графики результатов расчетов по распределению суммарной удельной активности и удельной активности каждого из рассматриваемых радионуклидов в зависимости от глубины через 2, 10 и 20 мин после облучения протонами. Для наглядности на этих графиках также представлено глубинное дозовое распределение модулированного пучка протонов с энергией 100 МэВ.

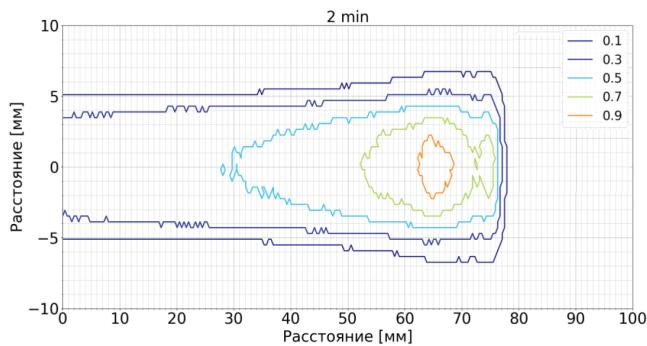


Рис. 11. Карта суммарного удельного количества образовавшихся всех трех радионуклидов ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O через 2 мин после облучения
Fig. 11. Map of the total specific amount of all three radionuclides formed ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O 2 minutes after irradiation

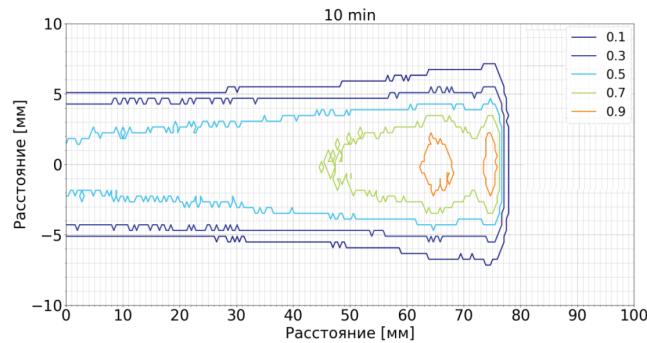


Рис. 12. Карта суммарного удельного количества образовавшихся всех трех радионуклидов ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O через 10 мин после облучения
Fig. 12. Map of the total specific amount of all three radionuclides formed ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O 10 minutes after irradiation

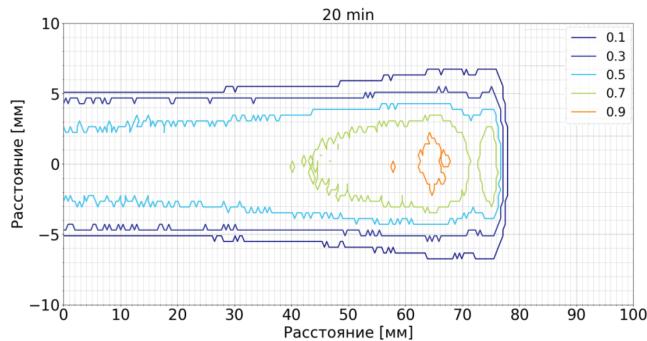


Рис. 13. Карта суммарного удельного количества образовавшихся всех трех радионуклидов ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O через 20 мин после облучения
Fig. 13. Map of the total specific amount of all three radionuclides formed ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O 20 minutes after irradiation

Как следует из анализа представленных графиков, задние склоны дозового распределения и суммарной наведенной активности уже через 2–3 мин после облучения практически параллельны и отстоят друг от друга на 2,5 мм, что позволяет с достаточной точностью регистрировать глубину проникновения протонов в ткани человека при облучении протонами. Более того, в области плато дозового распределения боковые градиенты удельных активностей радионуклидов практически не отличаются от градиентов дозового распределения. Вместе с тем видно, что уже через 10 мин (после распада ^{15}O) кривая наведенной активности на начальном участке глубинного дозового распределения практически до самого плато следует параллельно кривой распределения поглощенной дозы по

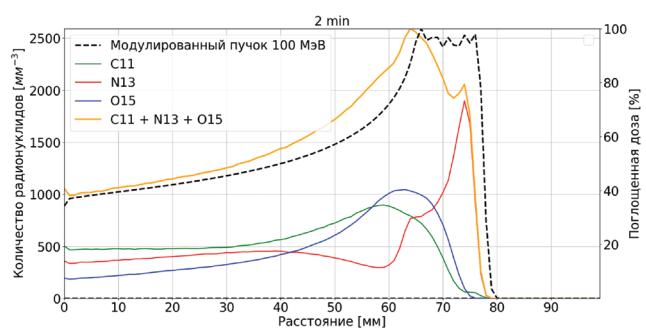


Рис. 14. Графики удельных активностей радионуклидов через 2 мин после облучения
Fig. 14. Graphs of specific activities of radionuclides 2 minutes after irradiation

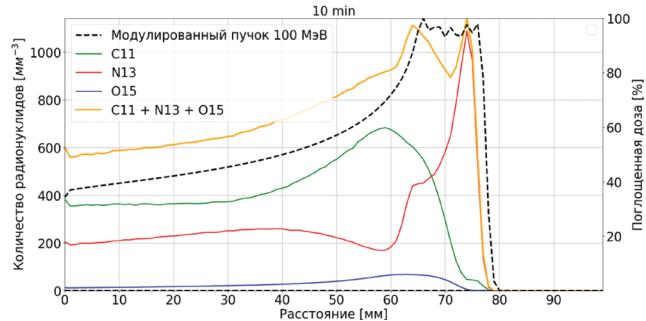


Рис. 15. Графики удельных активностей радионуклидов через 10 мин после облучения
Fig. 15. Graphs of specific activities of radionuclides 10 minutes after irradiation

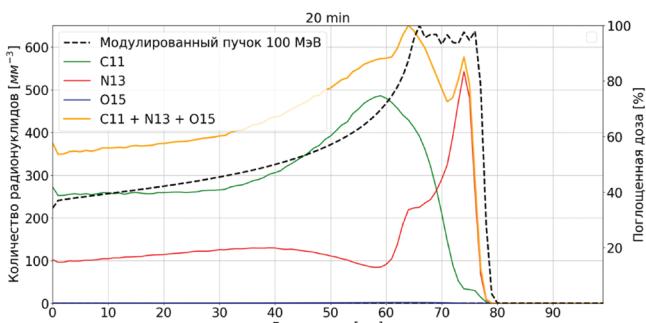


Рис. 16. Графики удельных активностей радионуклидов через 20 мин после облучения
Fig. 16. Graphs of specific activities of radionuclides 20 minutes after irradiation

глубине. Различие между этими кривыми составляет около 30 %.

Результаты анализа дозового распределения и суммарной наведенной активности при облучении протонами позволяют сделать вывод, что метод регистрации наведенной активности может быть использован для получения достаточно достоверного представления о корреляции запланированного и реально реализованного дозового распределения.

Заключение

Выполнена расчетная оценка с использованием метода Монте-Карло возможности верификации дозовых распределений методом регистрации наведенной позитронной активности в тканях человека, получаемых

пациентом при облучения протонами пучками, сформированными с использованием пассивных технических средств.

Выполнены расчеты дозового распределения по глубине облучения дляmonoэнергетического мононаправленного пучка протонов диаметром 10 мм с энергией 100 МэВ и модулированного по энергии для создания дозового поля, обеспечивающего равномерное облучение мишени в конце пробега частиц в 13 мм зоне облучения. Кроме того, проведены расчеты сечений образования радионуклидов ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O в реакциях $^{12}\text{C}(\text{p}, \text{pn})^{11}\text{C}$, $^{14}\text{N}(\text{p}, \alpha)^{11}\text{C}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{apn})^{11}\text{C}$, $^{14}\text{N}(\text{p}, \text{pn})^{13}\text{N}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \alpha)^{13}\text{N}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{pn})^{15}\text{O}$ для энергий протонного пучка до 100 МэВ.

Выполненное расчетное моделирование распределений активностей радионуклидов ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O при прохождении модулированного пучка протонов с учетом распада наработанных радионуклидов после облучения показывает, что при регистрации в течение 15 минут наведенной активности ПЭТ радионуклидов через 2 минуты после облучения представляется возможным получение данных о соответствии запланированного и выполненного облучения новообразований при протонной терапии. Однако небольшие уровни наведенной активности при мелкофракционированных облучениях (на уровне 2 Гр) требуют аппаратуры с высокой эффективностью регистрации аннигиляционного излучения и высоким пространственным разрешением на уровне 1,5–2,0 мм.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Goitein M. Radiation Oncology –A Physicist’s Eye View. New York, Springer, 2008.
2. Koehler AM, Schneider RJ, Sisterson JM. Flattening of Proton Dose Distributions for Large-Field Radiotherapy. *Med. Phys.* 1977;4:297–301.
3. Grusell E, et al. A general Solution to Charged Particle Beam Flattening Using an Optimized Dual-Scattering-Foil Technique, with Application to Proton Therapy Beams. *Phys. Med. Biol.* 1994;39:2201–16.
4. Kanai T, et al. Spot Scanning System for Proton Radiotherapy. *Med. Phys.* 1980;7:365–9.
5. Pedroni E, et al. The 200-MeV Proton Therapy Project at the Paul Scherrer Institute: Conceptual Design and Practical Realization. *Med. Phys.* 1995;22:37–53
6. Kraft G. Tumortherapy with Ion Beams. *Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res. A.* 2000;454:1–10.
7. Zenklusen S, Pedroni E, Meer D. A Study on Repainting Strategies for Treating Moderately Moving Targets with Proton Pencil Beam Scanning for the New Gantry 2 at PSI. *Phys. Med. Biol.* 2010;55:5103–21.
8. Geant 4: User’s Guide for Application Developers. URL: <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/fo/BookForApplicationDevelopers.pdf>
9. Wen Luo, Hao-yang Lan, Yi Xu, Dimiter L. Balabanski. Implementation of the n-Body Monte-Carlo Event Generator into the Geant4 toolkit for Photonuclear Studies. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A.* 2017;849:49–54. doi: 10.1016/j.nima.2017.01.010
10. Jae Won Shin. A Data-Based Photonuclear Reaction Model for GEANT4. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B.* 2015;358:194–200.
11. TALYS. URL: <https://www-nds.iaea.org/talys/>
12. Geant 4: Physics List Guide. URL: https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/PhysicsListGuide/fo_PhysicsList-Guide.pdf
13. Geant 4: User’s Guide for Toolkit Developers. URL: <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/ForToolkitDeveloper/fo/BookForToolkitDeveloper.pdf>
14. Geant 4 Physics: Physics Reference Manual. URL: https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/PhysicsReference-Manual/fo_PhysicsReferenceManual.pdf
15. LibInterpolate. URL: <https://github.com/CD3/libInterpolate>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Работа проведена в рамках выполнения государственного задания НИЦ «Курчатовский институт».

Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.

Поступила: 20.07.2024. Принята к публикации: 25.09.2024.

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

Financing. The work was carried out as part of the fulfillment of the state task of the Kurchatov Institute Research Center.

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

Article received: 20.07.2024. Accepted for publication: 25.09.2024.