

МОДЕЛИРОВАНИЕ НЕПРЕДНАМЕРЕННОЙ ОШИБКИ В ЗНАЧЕНИИ ЭНЕРГИИ ПРОТОННОГО ПУЧКА ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Е.В. Кузнецова, А.Н. Колесников, П.Г. Бандуров, Я.С. Позыгун
Димитровградский инженерно-технологический институт –
филиал Национального исследовательского ядерного университета “МИФИ”,
Димитровград

Цель: Создание модели протонного пучка в программном обеспечении GATE/GEANT4 и определение влияния ошибки величины энергии протонов на положение пучка в пространстве во время сканирования с целью дальнейшего сопоставления с информацией из лог-файлов.

Материал и методы: На основе информации производителя о конструкции нозла, а также данных дозиметрических измерений была создана модель клинического пучка протонов в приложении GATE/GEANT4 и осуществлена симуляция его взаимодействия с магнитным полем сканирующих магнитов.

Результаты: Величина смещения позиции протонного пучка по оси X в зависимости от внесенной ошибки в величину энергии составила в среднем 0,1 мм на 1 мм изменения положения 90 % дозы на дистальном склоне пика Брегга. Основываясь на данных результатах, можно сделать предположение о потенциальной возможности использования лог-файлов лечебного аппарата для выявления и количественной оценки непреднамеренной ошибки энергии пучка протонов во время отпуска дозы.

Ключевые слова: *протонная лучевая терапия, метод Монте-Карло, анализ лог-файлов*

Введение

В протонной терапии с модуляцией по интенсивности (ПТМИ) дозовое распределение высокой конформности достигается за счет оптимизации тысяч бимлетов (элементарных тонких пучков протонного излучения) [1]. Такая сложная методология требует разработки комплексных протоколов для обеспечения качества индивидуальных планов лечения пациентов (контроль качества индивидуальных планов – ККИП). Эти протоколы должны включать в себя возможность выявления ошибок при передаче информации от системы дозиметрического планирования (СДП) к лечебному аппарату, а также ошибок отпуска дозы.

Использование полного потенциала пучков протонов в клинической практике все еще ограничено несколькими источниками погрешностей подведения дозы. Особое влияние связано с конечным пробегом протонов в веществе, определяющим положение пика Брегга. В связи с тем, что протоны в лечебном пучке полностью останавливаются в теле пациента/фантоме, детектирование возможного изменения энергии протонов во время лечения (неточность или дрейф параметров лечебной машины) является затруднительным.

В нескольких работах, опубликованных в последние годы, предлагаются решения для контроля и проверки параметров лечебного аппарата, основанные на так называемых машинных “лог-файлах” [2–5]. Лог-файлы лечебной машины включают подробную информацию об отпущенной дозе, а именно о положении пучка во время сканирования и количестве излучения, выраженного в мониторных единицах (МЕ) и т.д.

Целью данной работы является создание модели протонного пучка в программном обеспечении GATE/GEANT4 и определение влияния ошибки величины энергии протонов на положение пучка в пространстве во время сканирования с целью дальнейшего сопоставления с информацией из лог-файлов.

Материал и методы

Лог-файл аппарата для протонной лучевой терапии

Работа выполнена на системе протонной терапии Proteus®PLUS (IBA), установленной в Протонном центре ФВЦМР ФМБА России, г. Дмитровград.

Специальный нозл (насадка, англ. nozzle) для сканирования тонким пучком (СТП) – конечный элемент в линии доставки пучка (рис. 1). Ионизационная камера 1 (ИК1) является первым элементом нозла и используется для центрирования пучка на входе в него. Ионизационные камеры 2 и 3 (ИК23) располо-

жены в конце нозла и используются для контроля позиции пучка протонов при сканировании, а также дозы, получаемой пациентом. Оба устройства ИК2 и ИК3 находятся в одном корпусе. Каждая из этих ионизационных камер является одновременно и дозовым монитором (плоскопараллельной камерой) и стриповой камерой. Стрипы ИК2 и ИК3 дают информацию о позиции и размере пучка в направлении X и Y соответственно. Первичным монитором является дозовый канал ИК2, дублирующим – дозовый канал ИК3, третьим монитором (дважды дублирующим) является суммарный сигнал со всех стрипов ИК2 и ИК3. Квадрупольные магниты СТП используются для фокусирования протонного пучка в направлениях X и Y. Сканирующие магниты применяются для изменения позиции пучка в направлениях X и Y во время отпуска дозы. Сканирование осуществляется за счет изменения тока на данных магнитах. Рентгеновская трубка установлена в середине вакуумной камеры; во время отпуска дозы она автоматически убирается с траектории пучка и выставляется обратно на центральную ось при необходимости получить рентгеновский снимок.

Лог-файл, записываемый на лечебном аппарате, содержит информацию о:

- ✓ величине тока протонного пучка на выходе из циклотрона;
- ✓ значении тока сканирующих магнитов (первичный и дублирующий канал);
- ✓ интегральные значения дозы с ИК23;
- ✓ геометрическом положении и размере протонного пучка на уровне ИК1 и ИК23;

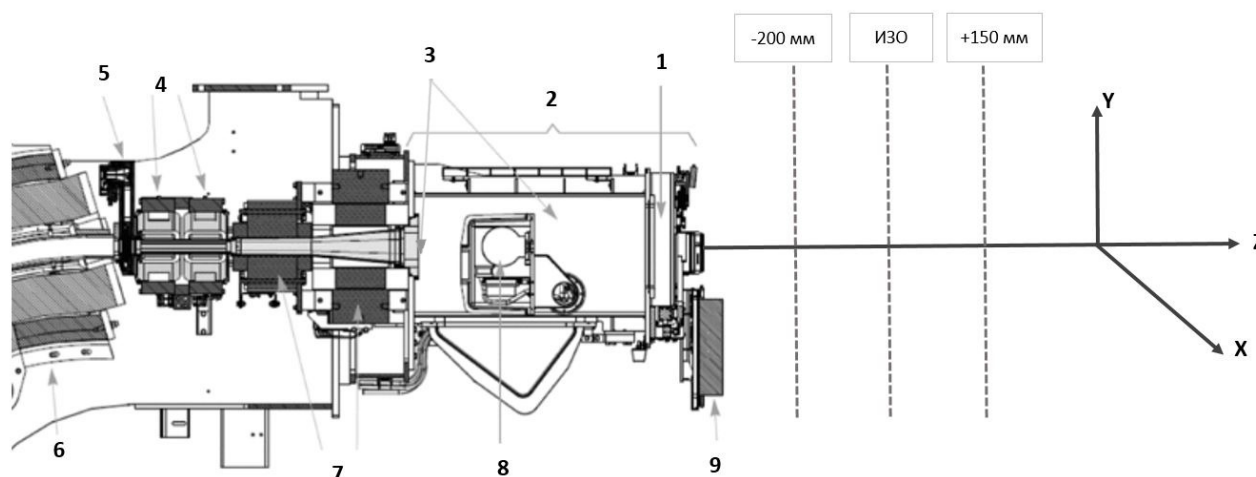


Рис. 1. Специальный нозл для реализации методики облучения СТП: 1 – ионизационные камеры 2 и 3 (ИК23); 2 – передняя часть нозла; 3 – вакуумная камера; 4 – фокусирующие магниты для СТП; 5 – ионизационная камера 1; 6 – поворотный магнит 135°; 7 – сканирующие магниты; 8 – рентгеновская трубка; 9 – модификаторы пучка [6]

- ✓ аналитически вычисленных ожидаемых позиций и размерах пучка в изоцентре (в направлениях X и Y) на основе информации от ИК23и ИК1.

Параметры модели в GATE/GEANT4

На основе информации производителя о конструкции нозла, а также данных дозиметрических измерений была создана модель клинического пучка протонов в приложении GATE/GEANT4. Модель нозла включала в себя элементы вакуумной камеры и ионизационной камеры ИК23, находящихся на траектории протонного пучка.

Физические параметры протонного пучка были подобраны на основе результатов дозиметрических измерений: интегральной дозовой кривой и характеристик пятна в плоскости, перпендикулярной направлению движения пучка. Измерения пятна проводились с помощью двумерного сцинтилляционного детектора Lunx (Fimel) в плоскости изоцентра, а также на расстояниях -200 мм и +150 мм от нее. Разрешающая способность детектора составляла 0,5 мм.

Параметры Монте-Карло симуляции

Монте-Карло симуляция проводилась при помощи программного обеспечения GATE9.0/GEANT4.10.06.p01, которое позволяет осуществлять моделирование характеристик конкретного клинического протонного пучка на основе уже существующих моделей. Физическая модель и параметры симуляции были выбраны на основе публикаций [7, 8], а также на основе технической документации GATE/GEANT4. Взаимодействие протонного пучка с магнитным полем сканирующих магнитов было основано на работе [9].

Процессы электромагнитного и адронного взаимодействия конструировались с помощью набора физических взаимодействий QGSP_BIC physicslist, который описывает неупругое взаимодействие первичных протонов и нейтронов с помощью бинарных каскадов. Характеристики материалов и ионизационные потенциалы были взяты из библиотеки NIST [10].

Для описания источника использовался набор характеристик Pencil Beam source. Такие характеристики, как SigmaEnergy (стандартное отклонение энергии протонов), SigmaX, SigmaY (стандартное отклонение распределе-

ния дозы в плоскости, перпендикулярной оси пучка), дивергенция и эмиттанс были подобраны исходя из того, чтобы добиться наилучшего согласования с результатами измерений.

Величина магнитного поля сканирующих магнитов задавалась с помощью табулированных значений в области пространства, соответствующего их местоположению.

Результаты

Моделирование клинического протонного пучка: пробег

Одной из характеристик пучка протонов является пробег (англ. range) или R_{90} (г/см²), которая определяется положением 90 % дозы на дистальном склоне пика Брегга в воде [6]. R_{90} зависит от энергии протонов, величина которой регулируется с помощью энергетического поглотителя. Кроме того, энергия изменяется за счет прохождения пучка через:

- ✓ рассеивающие устройства;
- ✓ переходы вакуум-воздух (входное окно);
- ✓ ионизационные камеры – мониторы;
- ✓ другие компоненты нозла.

Интегральная дозовая кривая, измеренная с помощью ионизационной камеры Bragg Peak (PTW) в водном фантоме BluePhantom2 (IBA dosimetry), служила референсной величиной для моделирования протонного пучка с помощью метода Монте-Карло в GATE/GEANT4. Измерения проводились для пучка протонов с энергией 226 МэВ, что соответствует теоретическому значению R_{90} , равному 32 г/см².

Величина SigmaEnergy (стандартное отклонение энергии протонов в квазимоноэнергетическом пучке) варьировалась для наилучшего совпадения результатов моделирования с измерениями. Кроме того, для учета прохождения излучения через ИК23 требовалось немного увеличить начальное значение энергии. Полученная в результате моделирования интегральная дозовая кривая согласуется с результатами моделирования по величине R_{90} в пределах 0,1 мм (рис. 2).

Моделирование клинического протонного пучка: параметры пятна

Кроме того, была проведена настройка параметров моделирования в GATE/GEANT4 для согласования результатов измерений пятна

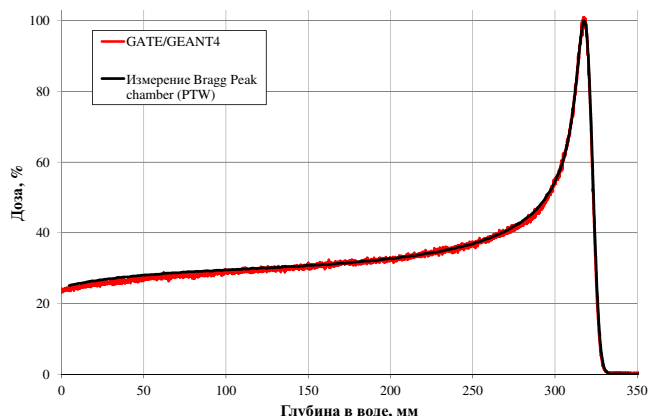


Рис. 2. Сравнение результатов измерения интегральной дозовой кривой с помощью ионизационной камеры Bragg Peak chamber (PTW) и результатов моделирования GATE/GEANT4 для пучка протонов с R_{90} 32 г/см²

с помощью сцинтилляционного экрана Lync (Fimel) с результатами моделирования. В процессе настройки сравнивались поперечные относительные дозовые распределения вдоль главных осей в плоскости, перпендикулярной направлению движения пучка. Измерения про-

водились в плоскости изоцентра, а также на расстояниях +150 мм и –200 мм от нее.

На рис. 3 представлено сравнение результатов измерений и моделирования для относительных латеральных дозовых распределений пятна от пучка протонов с энергией 226 МэВ.

Переменные GATE/GEANT4 SigmaX, SigmaY (стандартное отклонение распределения дозы в плоскости, перпендикулярной оси пучка), дивергенция и эмиттанс были подобраны так, чтобы добиться наилучшего согласования с результатами измерений.

Исходя из этого, при подборе значений переменных для модели согласование между измеренными параметрами пятна и результатами моделирования должно быть лучше, чем 0,5 мм. В табл. 1 представлено сравнение результатов моделирования и измерений.

Связь энергии протонов и позиции пучка в пространстве для аппарата протонной лучевой терапии

В лог-файлах аппарата протонной лучевой терапии содержится информация о положении пучка протонов в пространстве. Эта информация определяется с помощью ИК23. Позиция регистрируется с помощью электродов-полос отдельно для направления X и направления Y.

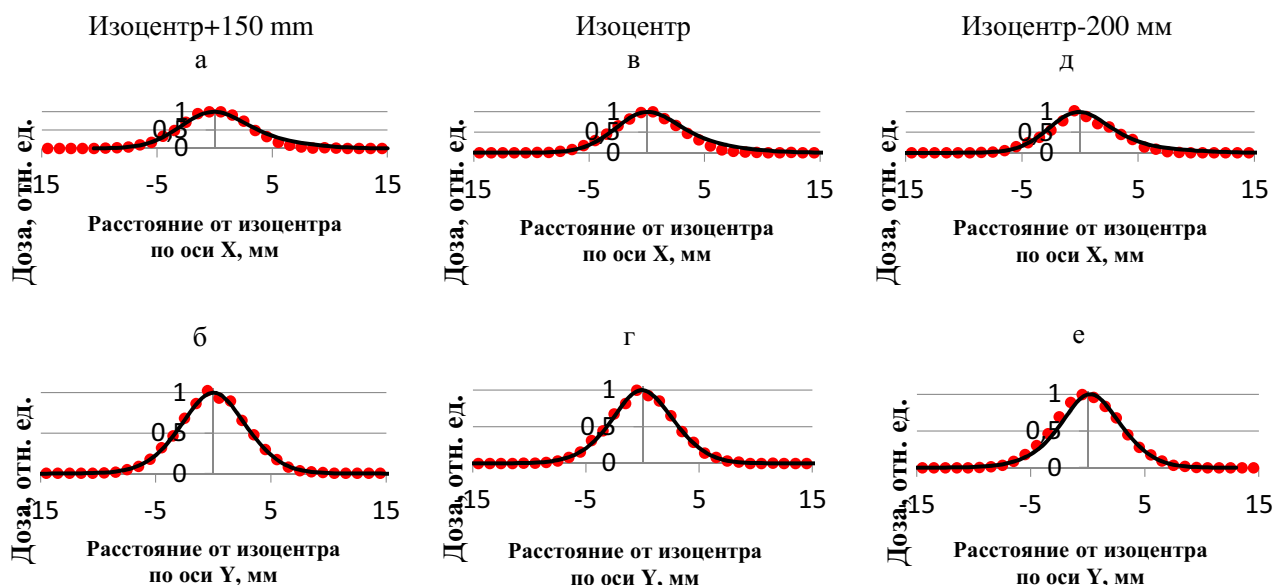


Рис. 3. Сравнение результатов измерения пятна с помощью Lync (черная сплошная линия) в изоцентрической плоскости (в,г), а также в плоскостях на расстоянии +150 (а, б) и –200 (д, е) мм от изоцентрической плоскости с результатами моделирования в GATE/GEANT4 (красные точки) для пучка протонов с энергией 226 МэВ

Таблица 1

Размер пятна в плоскостях, перпендикулярных оси пучка

Плоскость измерения	Измерения Lupx		GATE/GEANT4		Погрешность моделирования	
	X, мм	Y, мм	X, мм	Y, мм	X, мм	Y, мм
ISO+150 мм	3,14	2,90	2,92	2,89	0,22	0,01
ISO	3,11	2,80	2,88	2,86	0,23	-0,06
ISO-200 мм	2,87	2,72	2,81	2,86	0,06	-0,14

В GATE/GEANT4 было проведено моделирование считывания позиции пучка на ИК23. Для этого в модель был добавлен дополнительный элемент – магнитное поле сканирующих магнитов. Расчеты проводились только для направления X.

Связь между значением энергии E(МэВ) и значением пробега (R_{90}) в воде ($г/см^2$) можно охарактеризовать следующей формулой:

$$y = -0,013296x^3 + 0,15248x^2 + 1,2193x - 5,5064, \quad (1)$$

где $y = \ln(R_{90}(см))$, $x = \ln(E(МэВ))$.

Коэффициенты полинома (1) получены путем интерполяции данных МКРЕ 49 [11]. Так как толерантным значением для величины пробега является 1 мм [12], было проверено влияние изменения энергии протонного пучка на его положение в пространстве на уровне стрипов ИК2 для направления X.

Результаты моделирования пятна при отклонении пучка протонов в магнитном поле вдоль оси X были аппроксимированы с помощью гауссового распределения. Центр распределения соответствовал позиции пучка протонов по оси X.

Значение магнитного поля было выбрано таким образом, чтобы позиция пучка приходилась примерно на середину половины максимально возможного лечебного поля (40 см по оси X).

На рис. 4 представлены результаты моделирования распределения дозы в поперечной плоскости вдоль оси X. В табл. 2 указаны значения позиции пучка (центра гауссовой аппроксимации) в зависимости от величины внешней ошибки в значение энергии.

Величина смещения позиции протонного пучка по оси X в зависимости от внесенной ошибки в величину энергии составила в среднем 0,1 мм на 1 мм изменения R_{90} . Неравномерность значения смещения, возможно, связана с недостаточно малой величиной неопределенности (uncertainty) Монте-Карло симуля-

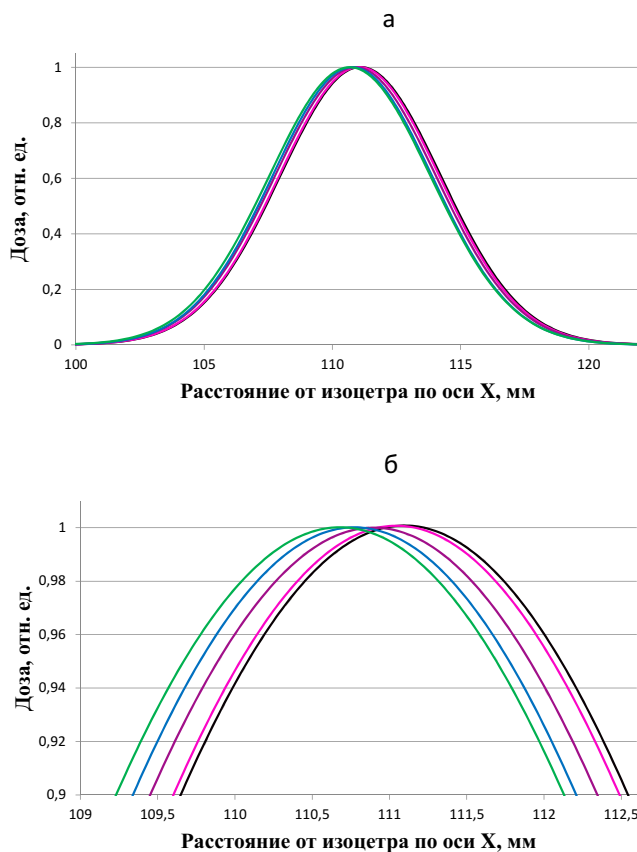


Рис. 4. Положение пучка протонов в пространстве для различных значений ошибки величины R_{90} (а) и увеличенные центральные части этого распределения (б)

Таблица 2

Результаты симуляции изменения позиции пучка протонов в магнитном поле в зависимости от энергии

Энергия пучка протонов, МэВ	R_{90} , $г/см^2$	Позиция пучка протонов на ИК23, мм
226,5 МэВ	32,09	111,10
226,9 МэВ	32,19	111,05
227,3 МэВ	32,29	110,90
227,7 МэВ	32,39	110,77
228,1 МэВ	32,49	110,68

ции и, как следствие, наличием “шума” в дозовом распределении.

Заключение

Результат моделирования изменения положения протонного пучка в поле сканирующего магнита в плоскости ИК23 показал наличие различимой вариации позиции на электродах ионизационных камер – полосах для диапазона внесённой ошибки в величину R_{90} от -2 до 2 мм.

Неравномерность изменения положения пучка в пространстве в зависимости от величины внесённой ошибки в R_{90} , возможно, связана с недостаточно малой величиной неопределённости (uncertainty) Монте-Карло симуляции. Для уменьшения неопределённости потребуется увеличить количество событий в симуляции (количество первичных частиц), что приведёт к увеличению времени симуляции.

Основываясь на данных результатах, можно сделать предположение о потенциальной возможности использования лог-файлов лечебного аппарата для выявления и количественной оценки непреднамеренной ошибки энергии пучка протонов во время отпуска дозы.

Список литературы

1. Lomax A. Intensity modulation methods for proton radiotherapy. *Phys Med Biol*. 1999; 44(1): 185-205. DOI: 10.1088/0031-9155/44/1/014.
2. Stanhope C, Drake D, Liang J et al. Evaluation of machine log files/ MC -based treatment planning and delivery QA as compared to Arc CHECK QA. *Med Phys*. 2018; 45(7): 2864-74. DOI: 10.1002/mp.12926.
3. Zhu X, Poenisch F, Song X et al. Patient-Specific Quality Assurance for Prostate Cancer Patients Receiving Spot Scanning Proton Therapy Using Single-Field Uniform Dose. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2011; 81(2): 552-9. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2010.11.071.
4. Zhu X, Li Y, Mackin D et al. Towards Effective and Efficient Patient-Specific Quality Assurance for Spot Scanning Proton Therapy. *Cancers (Basel)*. 2015; 7(2): 631-47. DOI: 10.3390/cancers7020631.
5. Dinesh KM, Thirumavalavan N, Venugopal KD, Babaiah M. QA of intensity-modulated beams using dynamic MLC log files. *J Med Phys*. 2006; 31(1): 36. DOI: 10.4103/0971-6203.25668.
6. Шулепова Л.И., Маслюкова Е.А., Колесников А.Н. и др. Алгоритм определения дозиметрических параметров протонного пучка для создания модели в системе планирования лучевой терапии. [Beam data collection for proton beam modelling in Xio (Elekta) treatment planning system]. *Мед. физика*. 2020. № 4(88). С. 46–53.
7. Grevillot L, Frisson T, Zahra N et al. Optimization of GEANT4 settings for Proton Pencil Beam Scanning simulations using GATE. *Nucl Instr Meth Phys Res Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. 2010; 268(20): 3295-305. doi:10.1016/j.nimb.2010.07.011.
8. Agostinelli S, Allison J, Amako K et al. Geant4 - a simulation toolkit. *Nucl Instr Meth Phys Res Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2003;5 06(3): 250-303. DOI:10.1016/s0168-9002(03)01368-8.
9. Padilla-Cabal F, Fragoso AJ, Resch FA, et al. Benchmarking a GATE/Geant4 Monte Carlo model for proton beams in magnetic fields. *Med Phys*. 2019; 47(1): 223-33. DOI:10.1002/mp.13883.
10. PSTAR. NIST. <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star>. Published 2021. Accessed February 26, 2021.
11. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, Rep. 49, ICRU, Bethesda, MD.
12. Arjomandy B, Taylor P, Ainsley C et al. AAPM task group 224: Comprehensive proton therapy machine quality assurance. *Med Phys*. 2019; 46(8). DOI: 10.1002/mp.13622.

SIMULATION OF UNINTENDED ERROR IN PROTON BEAM ENERGY FOR RADIOTHERAPY

E. Kuznetsova, A. Kolesnikov, P. Bandurov, Ya. Pozygun

*Dimitrovgrad Engineering and Technological Institute, National Research Nuclear University,
Dimitrovgrad, Russia*

Purpose: The aim of this work is to create a model of a proton beam in the GATE / GEANT4 software and determine the effect of the error in the proton energy value on the beam position during scanning for further comparison with information from log files.

Material and methods: Based on the manufacturer's information on the design of the proton nozzle, as well as the data of dosimetric measurements, a model of the clinical proton beam was created in the GATE / GEANT4 application, and its interaction with the magnetic field of scanning magnets was simulated.

Results: The shift of the proton beam along the X axis was 0.1 mm per 1 mm of change in the value of the distal range R_{90} . These results could potentially be used in log-files based analysis for detecting and quantitative assessment of the error in the energy of the proton beam during the dose delivery.

Key words: *proton therapy, Monte Carlo method, log-file analysis*

E-mail: kuznetsova.evgenia@gmail.com