

Расчет энергетических и угловых распределений вторичных частиц, возникающих при облучении протонным пучком

И.Ф. Жаринов^{1,*}, А.А. Щербаков^{1,2,†}, Ф.Р. Студеникин^{1,2}

¹Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова,
физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д.1, стр. 2

²Физико-технический институт Северо-Восточного федерального университета имени М.К. Аммосова
Россия, 677000, Якутск, ул. Кулаковского д. 48

(Поступила в редакцию 10.06.2024; подписана в печать 15.10.2024)

В последнее время значительное распространение приобрела протонная лучевая терапия, как эффективное средство лечения различных онкологических заболеваний. В результате взаимодействия протонов с веществом образуется значительное количество вторичных частиц. В статье исследуются вторичные частицы, возникающие при протонной терапии. Рассматривается дополнительная дозовая нагрузка за пределами облучаемой области. Рассчитываются спектральные, дозовые и угловые распределения вторичных нейтронов. Расчеты производятся с помощью программного пакета GEANT4. На основе результатов моделирования построены графики, по ним сделаны выводы о преимущественных направлениях распространения вторичных нейтронов и оценены возможные риски для людей, находящихся вблизи работающего ускорителя. Полученные результаты позволяют сделать вывод о возможных рисках для здоровья, а также о необходимости совершенствования регламентов мер безопасности при протонной лучевой терапии.

PACS: 87.50.ux.

УДК: 541.6+544.1

Ключевые слова: лучевая терапия, протонная терапия, вторичные нейтроны, вторичные частицы.

ВВЕДЕНИЕ

В последние десятилетия наблюдается стремительный рост использования ядерно-физических методов в медицине, в том числе в лучевой терапии онкологических заболеваний. В настоящий момент наиболее распространенными являются методы лечения, использующие пучки электронов и фотонов. Протонная терапия предполагает использование протонов вместо традиционных рентгеновских лучей или гамма-излучения для подавления опухолевых клеток [1]. Тяжелые заряженные частицы, в частности протоны, отдают почти всю свою энергию в конце трека. Благодаря этому становится возможным адресное воздействие на опухоль. Это приводит к меньшей дозовой нагрузке на здоровые ткани и снижению рисков развития радиационно-индуцированных раков [2–4]. Однако протонная терапия имеет существенные недостатки, а именно высокую стоимость и сложность. Это наглядно видно по количеству центров протонной и адронной терапии. В настоящий момент в мире насчитывается 123 центра протонной и адронной терапии, причем 5 из них расположены в России, в то время как аппаратов, использующих для лечения фотоны, более 15000 [5].

При прохождении ионизирующего излучения через вещество происходит взаимодействие между частицами. В результате этих процессов в большом количестве образуются различные вторичные частицы, такие как нейтроны, фотоны и электроны. Эти частицы так

же вносят вклад в поглощенную дозу, который должен быть учтен на этапе планирования. Вторичные частицы имеют значительно более широкие энергетический спектр и угловое распределение, чем первичное излучение [6]. Без соответствующих мер предосторожности вторичное излучение может нести потенциальную опасность, поскольку распространяется во всех направлениях. В частности, нейтроны, образующиеся в результате ядерных реакций с участием протонов, представляют серьезную опасность, поскольку имеют большой пробег в веществе в сравнении с другими частицами. Таким образом, нейтроны, проникая сквозь слои защиты, способны оказывать негативное воздействие на биологические объекты за пределами целевой области, что особенно актуально для направленных, близких к оси распространения исходного пучка [7]. Повышенные риски от вторичных частиц связаны с тем, что на этапе планирования их часто не учитывают, и эквивалентная доза существенно отличается от расчетной, поскольку коэффициент качества для отдельных видов вторичных частиц значительно превышает коэффициент качества для первичного протонного излучения. Так, коэффициент качества вторичных нейтронов в зависимости от их энергии варьируется в диапазоне 5–20, в то время как для первичного протонного излучения он изменяется от 5 до 10. На 2019 г. отсутствуют нормы СанПиН, кроме тех, что касаются рентгенографии и ускорителей электронов [8]. Таким образом, меры безопасности в случае ускорителей иных заряженных частиц не регламентированы и остаются на усмотрение руководства и персонала клиники.

В ходе экспериментальных исследований бывает сложно оценить некоторые параметры. К ним отно-

* zharinov.if20@physics.msu.ru

† sherbakov.aa15@physics.msu.ru

сятся сложности в выделении вкладов отдельных типов вторичных частиц в поглощенную дозу и сложности при расчете дозовых характеристик. Использование компьютерного моделирования с использованием метода Монте–Карло может позволить оценить угловые и энергетические распределения вторичных нейтронов, а также оценить дозу, получаемую пациентом.

В ряде работ также производится оценка вклада вторичных частиц в поглощенную дозу. Часть из них также использует компьютерное моделирование с помощью метода Монте–Карло для оценки вторичных эффектов [6, 9], в других работах используются экспериментальные методы, такие как измерение поглощенной дозы с использованием сфер Бонера [10] и ионизационных камер [6]. Среди преимуществ методов компьютерного моделирования стоит отметить возможность выделения конкретных типов частиц и расчет вклада в дозу конкретно от них.

Целью настоящего исследования является оценка параметров вторичных частиц, возникающих в процессе облучения водного фантома пучками протонов различных энергий. Полученная оценка распределений вторичных частиц позволит тщательнее спланировать эксперимент и получить более точные результаты.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Моделирование выполнялось с помощью программного пакета GEANT4 v11.1.2, разработанного коллективом ученых из CERN, Швейцария, на основе метода Монте–Карло. GEANT4 является распространенным инструментарием, которым пользуются для моделирования в различных целях — от медицины до космической физики. В арсенале данного пакета присутствуют различные методы для изменения геометрических характеристик моделируемой системы, пучка первичных частиц, а также для получения информации о результатах и промежуточных шагах на любом этапе моделирования.

Для оценки параметров вторичных нейтронов был поставлен компьютерный эксперимент. Водный фантом представлял собой куб со стороной 20 см. Именно такие размеры имеет стандартный клинический фантом, использующийся в экспериментах. Подобные фантомы имеются в наличии у различных онкоцентров, с которыми мы сотрудничаем, таких как МНИОИ им. П.А. Герцена и НМИЦ ДГОИ им. Дмитрия Рогачева. Также такая форма фантома используется в других работах [9]. На фантом нормально падал пучок моноэнергетических протонов. В качестве материала фантома выбрана вода, как тканеэквивалентный материал, незначительно отличающийся по свойствам от биологической ткани, а именно по массовой плотности, линейной и массовой тормозным способностям, а также элементарному составу. Для большего соответствия действительности частицы в пучке вылетали не из одной точки, а имели нормальное распределение

по пространственным координатам. Дисперсии x -и y -координат зависели от энергии первичного излучения в соответствии с экспериментальными характеристиками пучка, полученного на реальном протонном синхротроне, используемом для медицинских целей. Зависимость использованного стандартного отклонения от энергии первичных протонов приведена в таблице, где энергии даны в МэВ, а стандартные отклонения в мм. Данные таблицы получены и предоставлены нам сотрудниками ФИАН им. П.Н. Лебедева предоставлены нам М.А. Белихиным.

Таблица 1. Зависимость стандартного отклонения x - и y -координат от энергии протонов

E , МэВ	σ_x , мм	σ_y , мм
60	5.85	5.54
80	4.64	4.31
100	3.89	3.50
140	2.70	2.92
160	2.52	2.47

Источник располагался на расстоянии 5 см от поверхности фантома. Для большего соответствия реальным условиям облучения фантом был окружен воздухом. Вторичные частицы регистрировались в сферическом слое радиуса 30 см и толщиной 1 см. Это делалось с целью оценить дозу в непосредственной близости от пациента. Число первичных частиц в каждом эксперименте было равно 10^9 . Схема проведения моделирования в двух проекциях приведена на рис. 1, а, б.

На рис. 1, а пучок протонов падает слева перпендикулярно поверхности фантома. На рис. 1, б пучок протонов падает перпендикулярно плоскости рисунка, от наблюдателя. Также на рисунках отмечены направления осей x , y и z и углы θ и φ .

При расчете поглощенной дозы была выделена центральная часть фантома, она была разбита на воксели $1\text{ см} \times 1\text{ см} \times 0.2\text{ см}$, а затем построены графики зависимости поглощенной дозы от глубины вокселя. Также с помощью инструментов GEANT4 были определены энергии и направления движения различных типов частиц. Эта информация затем была представлена в графическом виде.

В результате моделирования были получены зависимости количества вторичных нейтронов, зарегистрированных в сферическом слое, от азимутального угла φ и полярного угла θ , зависимость средней энергии вторичных нейтронов, зарегистрированных в сферическом слое, от азимутального и полярного углов, энергетический спектр вторичных нейтронов в сферическом слое, а также зависимость поглощенной дозы от глубины в фантоме, причем отдельно был выделен вклад от вторичных нейтронов. Все зависимости получены для нескольких энергий первичного пучка. Полученные результаты моделирования были обработаны с помощью специально написанной для этого программы на языке C++.

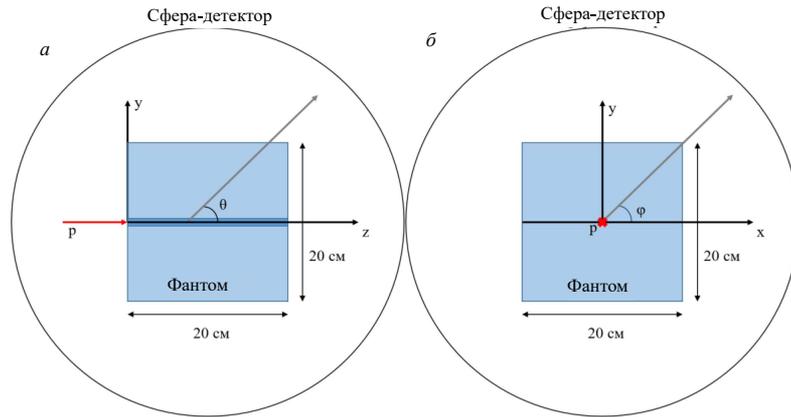


Рис. 1. Схема проведения компьютерного моделирования

2. РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ

которой частица образовалась. Таким образом, частица пройдет тем меньший путь и тем меньше энергии потеряет, чем меньше будет угол отклонения ϑ .

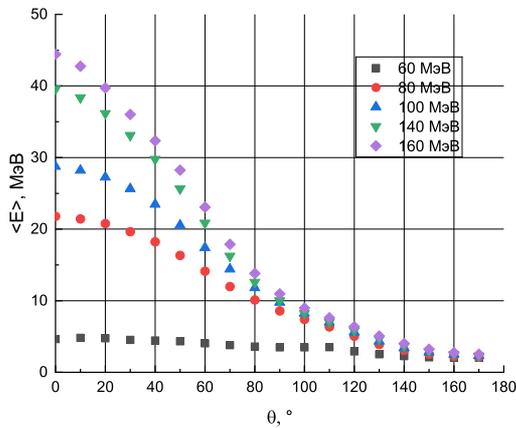


Рис. 2. Зависимость средней энергии вторичных нейтронов от полярного угла θ

На рис. 2 представлен график зависимости средней энергии вторичных нейтронов от полярного угла θ — угла отклонения от направления распространения первичного пучка для различных энергий первичного протонного излучения. Как и ожидалось, большей энергией обладают частицы, зарегистрированные в направлениях, соответствующих малым углам θ , что отлично согласуется с формулой (1) [11, 12].

$$Q = Q_{max} \sin^2 \frac{\vartheta}{2}. \tag{1}$$

Здесь ϑ — угол отклонения в СЦИ, а Q — величина переданной энергии. Кроме того, следует также учесть геометрию фантома.

Толщина слоя вещества, которую преодолела частица, связана с углом θ , ребром куба a и глубиной d , на

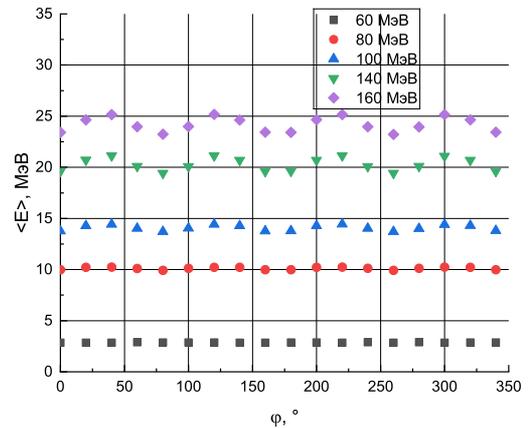


Рис. 3. Зависимость средней энергии вторичных нейтронов от азимутального угла φ

На рис. 3 представлен график зависимости средней энергии вторичных нейтронов от азимутального угла φ для различных значений энергии первичных протонов. Характерные минимумы и максимумы в распределении связаны с геометрическими параметрами моделируемой системы. Четыре максимума в распределении соответствуют четырем граням кубического фантома.

Те же факторы влияют на вид зависимости количества нейтронов, зарегистрированных в сфере, от азимутального угла φ , представленной на рис. 4. Количество нормировано на максимальное значение числа нейтронов (при энергии 160 МэВ). Поскольку поток нейтронов убывает экспоненциально с увеличением слоя поглотителя, количество частиц, вылетевших под азимутальными углами $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$ суще-

ственно превосходит количество частиц, вылетевших под углами, соответствующими прохождению большего слоя воды.

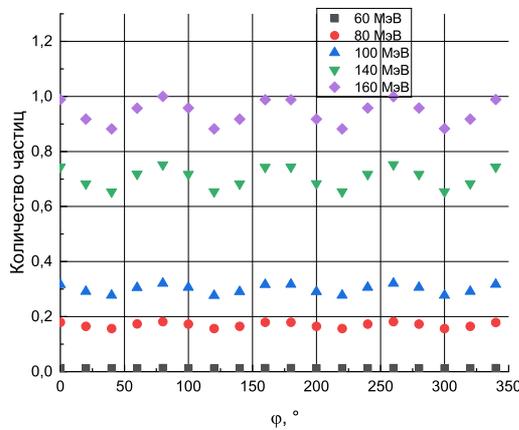


Рис. 4. Зависимость количества вторичных нейтронов от азимутального угла φ

На рис. 5 представлена зависимость числа вторичных нейтронов от полярного угла θ . Зависимость нормирована на максимальное значение $N(\theta)$, соответствующее полярному углу θ в 30° , когда энергия первичного излучения составляла 160 МэВ. На графиках можно отметить наличие двух пиков, причем первый пик при меньших энергиях смещается в сторону больших углов. Это связано с тем, что при рассеянии медленная частица более вероятно отклонится на больший угол, чем быстрая [11, 12]. В целом заметна тенденция преимущественного рассеяния на малые углы, оно преобладает над обратным рассеянием (углы θ больше 90°)

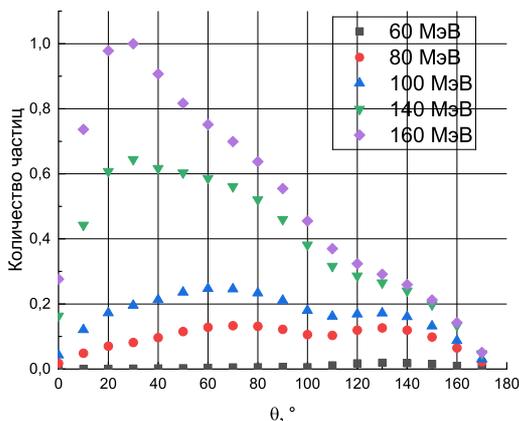


Рис. 5. Зависимость количества вторичных нейтронов от полярного угла θ

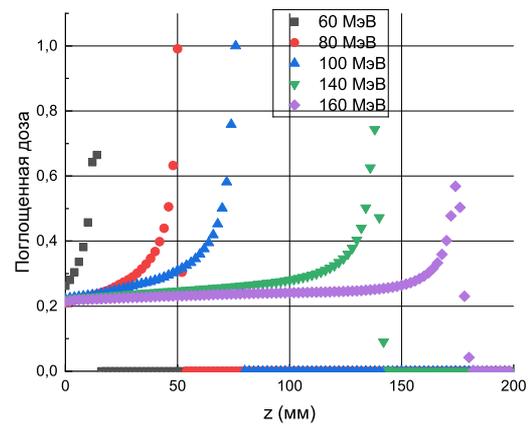


Рис. 6. Зависимость поглощенной дозы в фантоме от глубины

На рис. 6 представлен график зависимости поглощенной дозы от глубины в водном фантоме. Отчетливо прослеживается характерный для протонов и других тяжелых заряженных частиц пик Брэгга. Такой вид графика подтверждает верность моделирования.

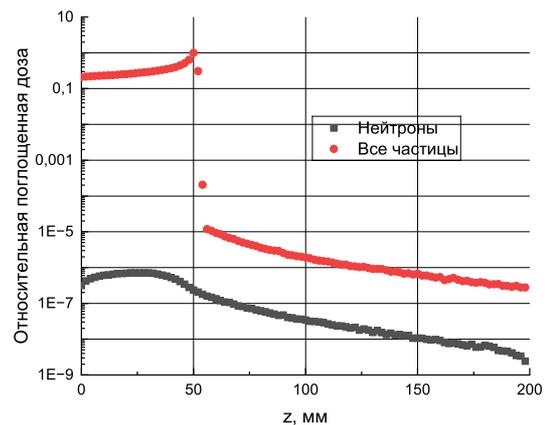


Рис. 7. Зависимость относительной поглощенной дозы от глубины для различных частиц

Чтобы сравнить вклад вторичных нейтронов в формирование поглощенной дозы, на одном графике (рис. 7) построены глубинно-дозовые распределения от вторичных нейтронов и от всех частиц для пучка протонов с энергией 80 МэВ. В значительной области фантома поглощенная доза от нейтронов менее чем на два порядка отличается от суммарной поглощенной дозы. С учетом коэффициента качества, который для нейтронов достигает 20, а для первичных протонов находится в диапазоне 5–10 [8], разница в эквивалентной дозе от первичных частиц и вторичных нейтронов может быть менее чем в 10 раз. Это подчеркивает важность уче-

та вторичных нейтронов при расчете дозиметрических величин в экспериментах и при проведении облучения.

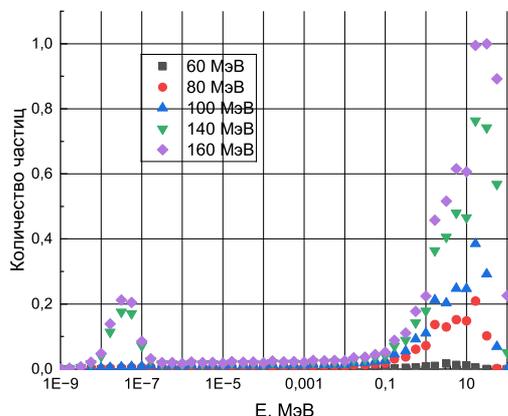


Рис. 8. Энергетический спектр вторичных нейтронов

На рис. 8 изображен спектр вторичных нейтронов. Графики нормированы на максимум, которому соответствует энергия нейтронов 32 МэВ при энергии первичного пучка 160 МэВ. Для энергий первичного пучка от 60 до 100 МэВ, тепловой пик в распределении сложно заметить в силу того, что при меньших энергиях первичного излучения образуется меньшее количество вторичных частиц. Так же об этом говорит интегральное количество вторичных нейтронов, при энергии пучка протонов 60 МэВ, образуется всего 1.5 млн вторичных нейтронов, при увеличении энергии протонов до 160 МэВ, это количество составляет уже более 100 млн, то есть разница составляет 2 порядка.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

С помощью компьютерного моделирования в программном пакете GEANT4 рассчитаны основные характеристики вторичных нейтронов. Так, получены различные количественные, энергетические и угловые распределения вторичных нейтронов. Результаты мо-

делирования позволяют утверждать, что при росте энергии первичного излучения образуется значительное количество вторичных нейтронов. Преимущественно вторичные нейтроны распространяются в направлениях, близких к оси распространения пучка. Это повышает риск нахождения на выделенных направлениях ($\theta < \pi/2$). Таким образом, во избежание негативных последствий для здоровья крайне не рекомендуется находиться за пациентом при проведении протонной лучевой терапии.

Более 90% всех вторичных нейтронов имели энергию более 100 кэВ. Нейтроны таких энергий имеют наибольший коэффициент качества 10–20, и, следовательно, представляют наибольшую опасность для биологической ткани.

Вклад вторичных нейтронов в поглощенную дозу в фантоме также существенен. На различных глубинах поглощенная доза от нейтронов составляла более 2% от суммарной поглощенной дозы. Это подчеркивает важность учета вклада вторичных частиц в формирование дозы при облучении. Результаты получены только для прямоугольной геометрии, поэтому на данный момент могут считаться справедливыми только для нее. В дальнейшем планируется произвести моделирование с другими геометрическими параметрами мишени, а также произвести расчеты для других энергий первичного излучения.

Полученные с помощью моделирования данные позволяют сделать вывод, что нахождение в процедурном кабинете при облучении пациента опасно для здоровья. Вторичные частицы, возникающие при терапии, дают дополнительную дозовую нагрузку. Она может являться причиной развития онкологии, поэтому во избежание риска следует предпринимать максимальные меры предосторожности. Также необходимо провести дополнительные исследования и выработать единые нормы безопасности для центров протонной лучевой терапии.

Работа выполнена в рамках государственного задания Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (тема № FSRG-2024-0002 «Междисциплинарные исследования и разработки в области медицины, палеонтологии и экологии с применением радиационных технологий»).

[1] Гулидов И.А., Мардынский Ю.С., Балакин В.Е. и др. // Вопросы онкологии. **62**, № 5 (2016).
 [2] Mohan R., Grosshans D. // Advanced Drug Delivery Reviews **109**. 26 (2017).
 [3] Newhauser W.D., Zhang R. // Phys. Med. Biol. **60**. R155 (2015).
 [4] Paul H. // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B. **247**. 166 (2006).
 [5] Справочник по радиотерапевтическим центрам МАГАТЭ. <https://dirac.iaea.org/Query/Countries>

[6] Черняев А.П., Лыкова Е.Н., Щербаков А.А. // Российские нанотехнологии. **18**, № 4. 540 (2023).
 [7] Цовьянов А.Г., Ганцовский П.П., Шандала Н.К. и др. // Медицинская радиология и радиационная безопасность. **64**, № 2. 33 (2019).
 [8] СанПиН 2.6.1.2523-09 «Нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009»
 [9] Белоусов А.В., Крусанов Г.А., Черняев А.П. // Ученые записки физического ф-та Московского ун-та. № 5. 1850801 (2018).
 [10] Черняев А.П., Лыкова Е.Н. // Письма в ЭЧАЯ **20**,

№ 4(249). 753 (2023).

[11] Беспалов В.И. Взаимодействие ионизирующих излучений с веществом. 2006.

[12] Черняев А.П., Белоусов А.В., Лыкова Е.Н. Взаимодействие ионизирующего излучения с веществом. М., 2019.

Calculation of the energy and angular distributions of secondary particles arising from proton beam irradiation

I.F. Zharinov^{1,a}, A.A. Shcherbakov^{1,2,b}, F.R. Studenikin^{1,2}

¹*Department of accelerator physics and radiational medicine, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University
Moscow 119991, Russia*

²*Institute of Physics and Technology, North-Eastern Federal University
Yakutsk, 677000, Russia)*

E-mail: ^azharinov.if20@physics.msu.ru, ^balexey.sherbakow@gmail.com

Recently, proton radiation therapy has become widespread as an effective treatment for various oncological diseases. Due to the interaction of protons with matter, a significant number of secondary particles are formed. The article examines the secondary particles that arise during proton therapy. An additional dose load outside the irradiated area is considered. Spectral, dose, and angular distributions of secondary neutrons are calculated. Calculations are performed using the GEANT4 software package. Based on the simulation results, graphs are constructed, conclusions are drawn based on them about the preferred directions of secondary neutron propagation and possible risks for people near a working accelerator are estimated. The results obtained allow us to conclude about possible health risks, as well as the need to improve safety regulations for proton radiation therapy.

PACS: 87.50.ux.

Keywords: radiation therapy, proton therapy, secondary neutrons, secondary particles

Received 10 June 2024.

Сведения об авторах

1. Жаринов Иван Иван Федорович — студент; тел.: (495) 939-13-44, e-mail: zharinov.if20@physics.msu.ru.
2. Щербakov Алексей Александрович — мл. науч. сотрудник; тел.: (495) 939-13-44, e-mail: sherbakov.aa15@physics.msu.ru.
3. Студеникин Феликс Рикардович — канд. физ.-мат. наук, ассистент, ст. науч.; тел.: (495) 939-13-44, e-mail: studenikin@srd.sinp.msu.ru.