

6. sites.google.com/site/201718modelirshemotehnika/home/zanatie1
7. www.wizardfox.net/forum/threads/istorija-3d-modelirovanija.27335/
8. docplayer.ru/57298903-Izgotovlenie-aksesuarov-na-...ogii-3d-pechati.html
9. knowledge.allbest.ru/programming/3c0a65635b2ad69a5...3a89421216d37_0.html
10. www.SkachatReferat.ru/referaty/3D-Моделирование/84691832.html
11. school-herald.ru/ru/article/view?id=184
12. ru.wikipedia.org/wiki/Полигональное_моделирование

УДК 53.043

Смирнов.Ю.А.

**МЕТОД РАВНОМЕРНОГО ОБЛУЧЕНИЯ ОПУХОЛЕЙ ПРИ АДРОННОЙ
ТЕРАПИИ РАКА С ПОМОЩЬЮ МОДЕРАТОРА ПУЧКА**
THE METHOD OF UNIFORM EXPOSURE OF TUMORS TO HADRON CANCER
THERAPY USING A BEAM MODERATOR

*Филиал «Протвино» государственного университета «Дубна»
Секция «Естественные и инженерные науки»*

Автор: Смирнов Юрий Алексеевич, студент 4 курса направления «Физика» филиала «Протвино» государственного университета «Дубна».

Научный руководитель: Евдокимов Сергей Владимирович, старший преподаватель кафедры технической физики филиала «Протвино» государственного университета "Дубна"; младший научный сотрудник НИЦ «Курчатовский институт» - ИФВЭ.

Author: Smirnov Yuri Alekseevich, 4d year student of the direction "Physics" of the branch "Protvino" state University "Dubna".

Scientific adviser: Evdokimov Sergey Vladimirovich, senior lecturer, department of technical physics, of the branch "Protvino" state University "Dubna"; Junior researcher, research center "Kurchatov Institute" – ИИЕР.

Аннотация

Адронная терапия является перспективным методом лечения онкологических заболеваний. В работе обсуждается возможность использования модератора пучка и прогнозирование доз облучения опухоли и здоровых тканей с помощью Монте-Карло моделирования с использованием инструментария Geant4. Оценены поглощенная и эквивалентная дозы опухоли и окружающих тканей с модератором пучка и без. Получены оценки и выводы для разных типов пучка: протонного, углеродного и состоящего из альфа-частиц. Полученные оценки были проанализированы и сделаны выводы о влиянии модератора пучка.

Abstract

Hadron therapy is a promising treatment for cancer. The paper discusses the possibility of using a beam moderator and predicting the doses of the tumor and healthy tissues using Monte Carlo simulations using Geant4 tools. The absorbed and equivalent doses of the tumor and surrounding tissues with and without a beam moderator were evaluated. Estimates and conclusions are obtained for different types of beams: proton, carbon, and consisting of alpha particles. The estimates obtained were analyzed and conclusions were drawn about the influence of the beam moderator.

Ключевые слова: Адронная терапия, модератор пучка, Geant4, Монте-Карло, протонная терапия, ионная терапия, терапия альфа-частицами.

Keywords: hadron therapy, beam moderator, Geant4, Monte Carlo, proton therapy, ion therapy, alpha particle therapy.

1. Введение

Адронная терапия - один из передовых и самых перспективных методов лечения раковых опухолей. Адроны, при попадании в ткани организма, повреждают ДНК в клетках, что приводит к их гибели. Раковые клетки имеют большую скорость деления, поэтому они наиболее чувствительны к воздействию лучевой терапии. Адронная терапия имеет ряд преимуществ над другими методами радиотерапии. Адроны имеют небольшое поперечное отклонение из-за их большой массы, что даёт возможность прицельно поражать область заболевания. Энергетические потери заряженных адронов в веществе описываются кривой Брэгга. Потери увеличиваются с уменьшением скорости частиц, таким образом основное энерговыделение приходится на последние миллиметры пути частиц, а глубина проникновения остается почти неизменной и определяется начальной энергией адронов.

Таким образом с помощью адронной терапии можно локально облучать опухоль при минимальном пагубном воздействии облучения здоровых тканей.

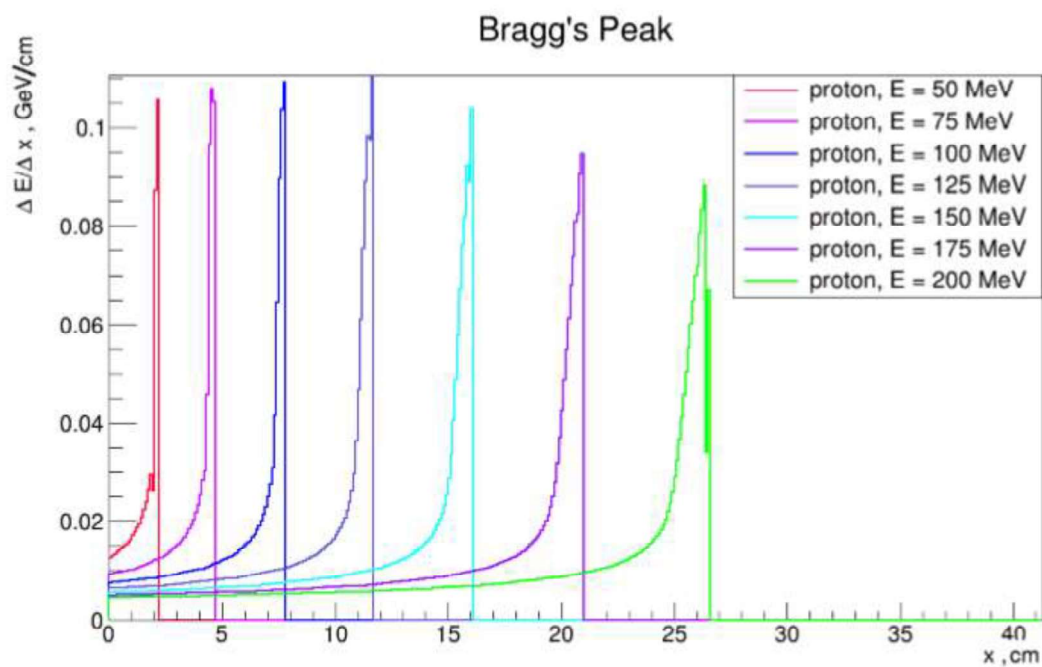
В адронной терапии в качестве терапевтического пучка используют протонные и другие ионные пучки. В ионных пучках, к примеру, могут использовать ядра углерода ^{12}C или ядра гелия ^4He (α — частицы). Если использовать более тяжелые адроны, то они будут оказывать большее воздействие на биологические ткани, но они имеют и более широкий пик Брэгга и, соответственно могут быть использованы при облучении радиорезистивных опухолей. Протонные пучки имеют более узкий пик Брэгга, что позволяет облучать опухоли малых размеров, особенно которые расположены вблизи к жизненно важным органам.

Для равномерного облучения опухоли предлагается использовать модератор пучка, который модифицирует энергию частиц пучка таким образом, что фронт средних длин пробега частиц повторяет контуры мишени (опухоль). В данной работе показана оценка поглощенной и эквивалентной дозы облучения опухолью и здоровых тканей в адронной терапии с присутствием и без модератора перед веществом с приближенным химическим составом человека. Оценки проведены с помощью Монте Карло моделирования процесса облучения с помощью программы GEANT4.

2. Моделирование

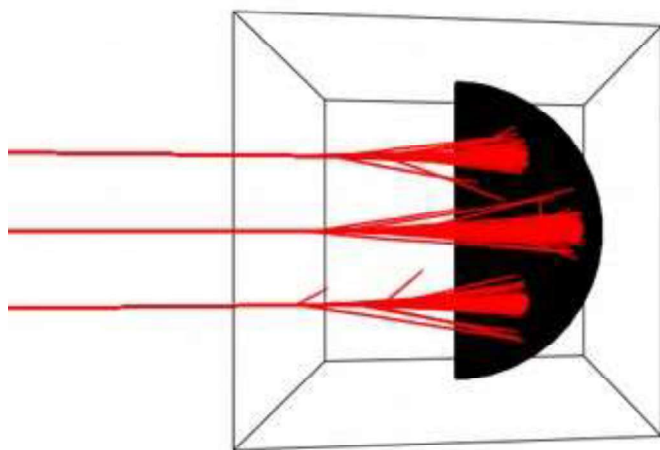
Симуляция облучения проведена с помощью инструментария Geant4[1] с использованием унифицированного интерфейса vmc[2] в пакете программ ROOT[3].

Глубина проникновения частиц зависит от начальной энергии частицы. Для того, чтобы узнать эту глубину было произведено моделирование пучков протонов с разными для них энергиями и на рис.1 получены пики Брэгга. Сами измерения производились в кубе, химический состав которого был приближен к человеческому[4].



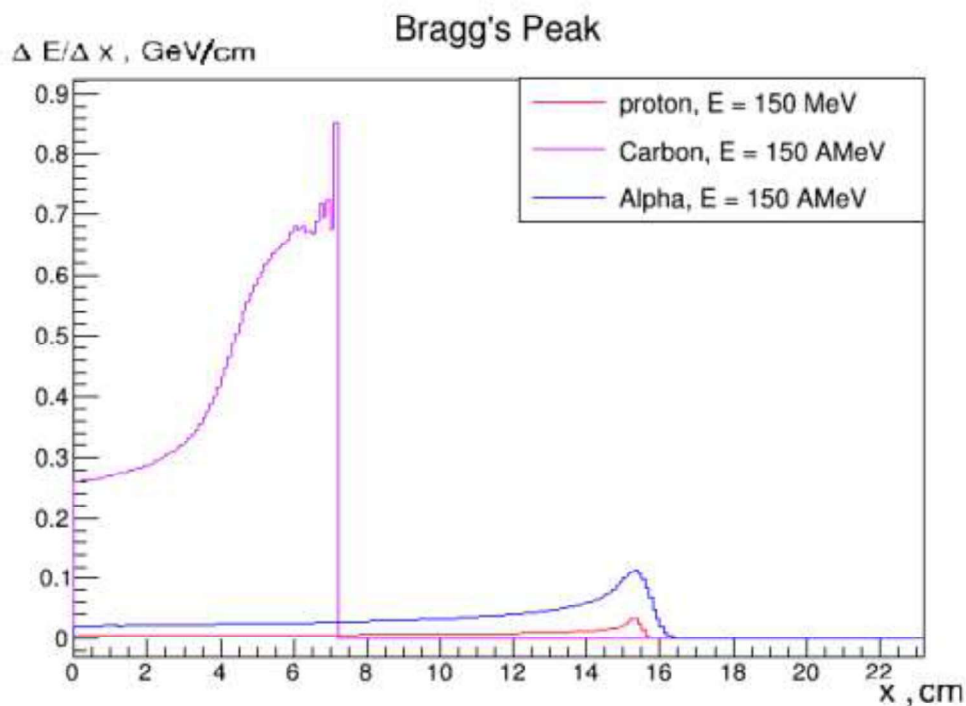
(рис.1)

Из этих измерений можно сделать вывод, что при варьировании энергии можно облучать опухоль равномерно (рис.2). В качестве примера было направлено 3 пучка с разной начальной энергией. Два верхний и нижний имеют 150 МэВ, пучок по середине 160 МэВ. Химический состав опухоли такой же, как у человеческого тела.



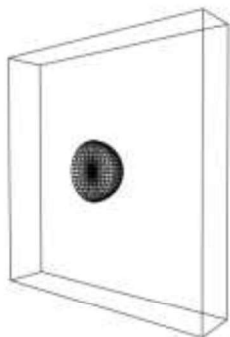
(рис.2)

Но в адронной терапии также используются тяжелые ионы и альфа частицы. На рис.3 показаны сравнения пиков трех видов частиц (протон, ионы углерода, альфа частица) и одинаковой энергией.

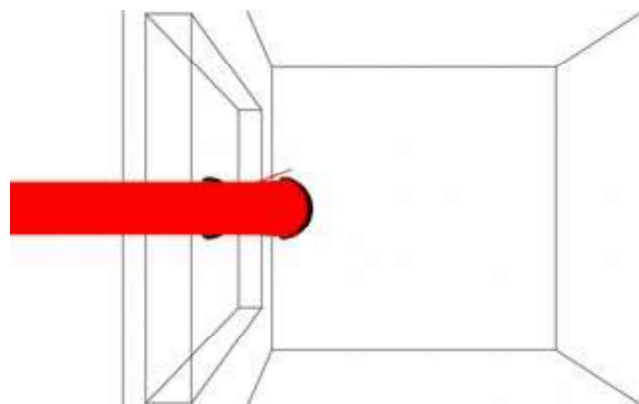


(рис.3)

Но при проведении терапии нельзя одновременно запустить 3 пучка в опухоль и сам пучок не является точечным, а имеет пространственное распределение. Опухоль не имеет идеальных размеров и тогда нужно прибегнуть к модератору пучка(рис.4), с помощью которого фронт остановки частиц повторял форму опухоли(рис.5). Частицы по центру почти не теряют энергию при прохождении, а на периферии теряют определенное количество, чтобы остановиться у границы опухоли. Модератор имеет форму прямоугольной пластины с углублением в середине. В данном случае углубление имеет форму полусферы, как и у опухоли. В реальных условиях пластина и углубление(рис.6) может быть любой формы, т.к. зависит от реальной формы и размеров опухоли. Модератор имеет химический состав пластика(полилактид)[5]. Модераторы создаются на 3d — принтере, из этого следует, что можно задать любую индивидуальную выходную форму для пациента. Этот пластик создается из кукурузы и поэтому он биоразлагаем.



(рис.4)



(рис.5)



(рис.6)

3. Оценка доз

Для оценки возможного ущерба здоровью человека в условиях хронического облучения в области радиационной безопасности введено понятие эквивалентной дозы H , равной произведению поглощенной дозы D_r , созданной облучением - r и усредненной по анализируемому органу или по всему организму, на весовой множитель w_r (называемый еще - коэффициент качества излучения) (таблица 1).

$$H = \sum_r w_r D_r$$

Единицей измерения эквивалентной дозы является Джоуль на килограмм. Она имеет специальное наименование Зиверт (Зв).

(Таблица 1.)

| Весовые множители излучения | |
|---|-------------------|
| Вид излучения и диапазон энергий | Весовой множитель |
| Фотоны всех энергий | 1 |
| Электроны и мюоны всех энергий | 1 |
| Нейтроны с энергией < 10 КэВ | 5 |
| Нейтроны от 10 до 100 КэВ | 10 |
| Нейтроны от 100 КэВ до 2 МэВ | 20 |
| Нейтроны от 2 МэВ до 20 МэВ | 10 |
| Нейтроны > 20 МэВ | 5 |
| Протоны с энергий > 2 МэВ (кроме протонов отдачи) | 5 |

Поглощенная доза (D) - основная дозиметрическая величина. Она равна отношению средней энергии dE , переданной ионизирующим излучением веществу в элементарном объеме, к массе dm вещества в этом объеме:

$$D = dE/dm = [1 \text{ Грэй}]$$

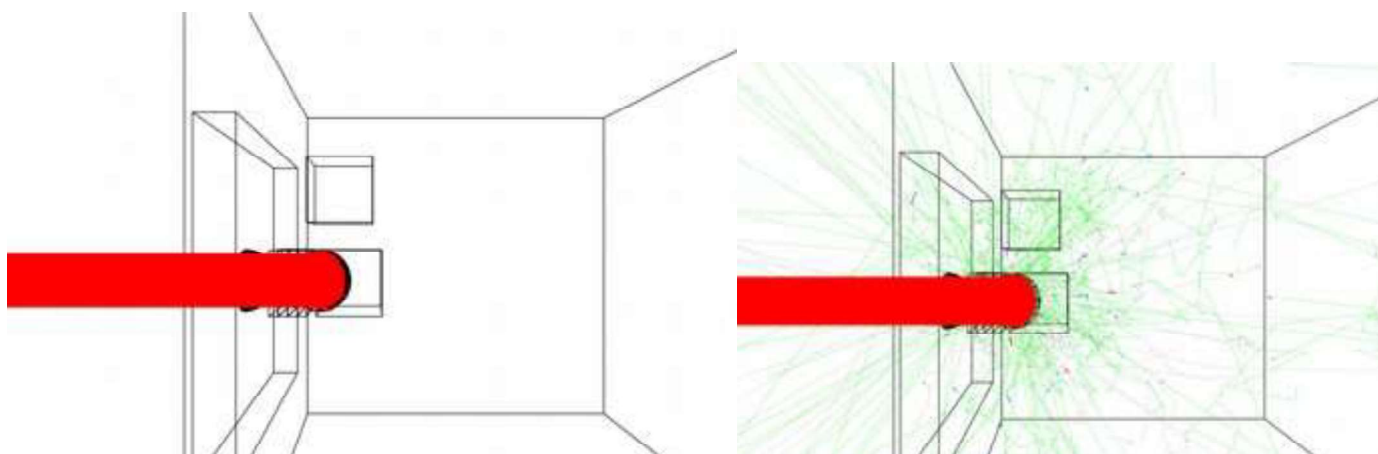
Наряду с совершенствованием облучательной техники, сопровождающимся оптимизацией пространственных параметров распределения дозы, в современной лучевой терапии большую роль играет оптимизация временных параметров облучения. Развитие лучевой терапии привело к появлению ставших "традиционными" для разных стран режимов фракционирования дозы. В России в случаях радикального лечения традиционным считается фракционирование по 1,8-2 Гр один раз в день, 5 раз в неделю до суммарных доз, которые определяются морфологической структурой опухоли и толерантностью нормальных тканей, расположенных в зоне облучения (обычно в пределах 60-70 Гр). Для облегчения подбора параметров пучка проводят расчеты с малым количеством частиц и после домножают поглощенную дозу до 2 грей и генерируют нужное количество частиц в пучке.

В таблице 2 представлены конечные результаты вычислений.

| Частица | Названия объемов | расстояние, см | D, Зв | H, Гр |
|------------|------------------------|----------------|----------|---------|
| p, 0,15GeV | Опухоль | 8 | 1,99898 | 2,31516 |
| | Область перед опухолью | 0 | 0,97933 | 1,25368 |
| | Область над опухолью | 8 | 1,24E-05 | 0,00021 |
| | Область позади опухоли | 25 | 0,00631 | 0,01749 |
| | Тело без учета опухоли | Объект отсчета | 0,00159 | 0,00222 |

(таблица 2.)

На рис.7.1 и рис.7.2 показаны все объекты, которые указаны в таблице



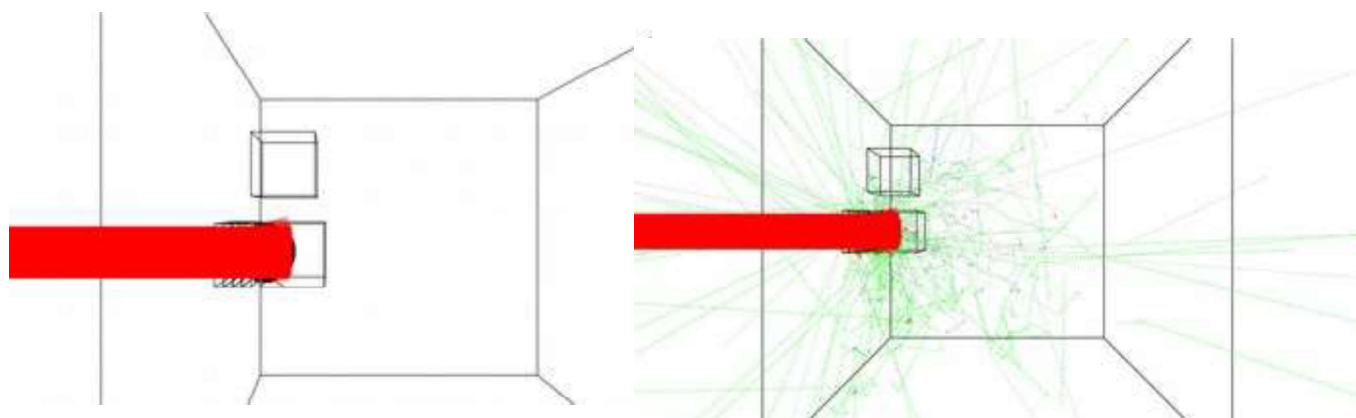
(рис.7.1, рис.7.2)

В данном случае опухоль имеет цилиндрическую форму со сферообразной границей и радиусом в 7см., где и выделяют максимум своей энергии частицы. Также важно подобрать радиус пучка. На рис.7.1 и 7.2 радиус составляет 6 см, т. к. адроны

массивные частицы, то они имеют небольшое поперечное отклонение, поэтому не целесообразно делать радиус пучка такой же, как и опухоли. Частицы, которые находятся вблизи периферии выйдут за границы опухоли и отдадут максимум своей энергии здоровым тканям, что может привести к пагубным последствиям. Для исследования распределения энергии и доз были смоделированы небольшие геометрические объекты, которые находятся перед опухолью, сзади и над ней. В таблице 2 указаны энергии и дозы в этих объектах.

Важно отметить роль модератора, который поглощает некоторую энергию и частицы пучка умирают на сферической границе.

Для наглядности смоделирован пример, в котором отсутствует модератор.



(рис.8.1,рис.8.2)

Частицы, которые находились на периферии вышли за границы опухоли и некоторая часть энергии выделилась в здоровых тканях. В таблице 3 показаны значения для данного моделирования.

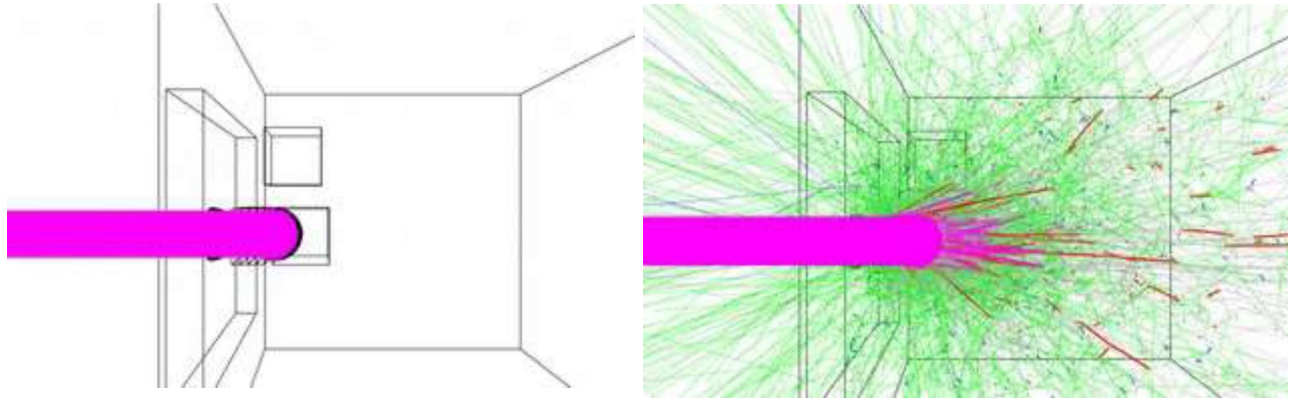
| Частица | Названия объемов | расстояние, см | D, Зв | H, Гр |
|------------|------------------------|----------------|---------|---------|
| p, 0,15GeV | Опухоль | 8 | 2,05941 | 2,46847 |
| | Область перед опухолью | 0 | 0,9148 | 1,15709 |
| | Область над опухолью | 8 | 0,00018 | 0,00338 |
| | Область позади опухоли | 25 | 0,18457 | 0,15193 |
| | Тело без учета опухоли | Объект отсчета | 0,00186 | 0,0024 |

(Таблица 3)

Также были произведены эксперименты для альфа-частиц и тяжелых ионов углерода (таблица 4-7) и приложенные к ним рисунки.

| Частица | Названия объемов | расстояние, см | D, Зв | H, Гр |
|-------------|------------------------|----------------|---------|---------|
| a, 0,15AGeV | Опухоль | 8 | 1,99854 | 38,3926 |
| | Область перед опухолью | 0 | 1,00148 | 18,6975 |
| | Область над опухолью | 8 | 0,00052 | 0,00235 |
| | Область позади опухоли | 25 | 0,03537 | 0,34353 |
| | Тело без учета опухоли | Объект отсчета | 0,00181 | 0,0315 |

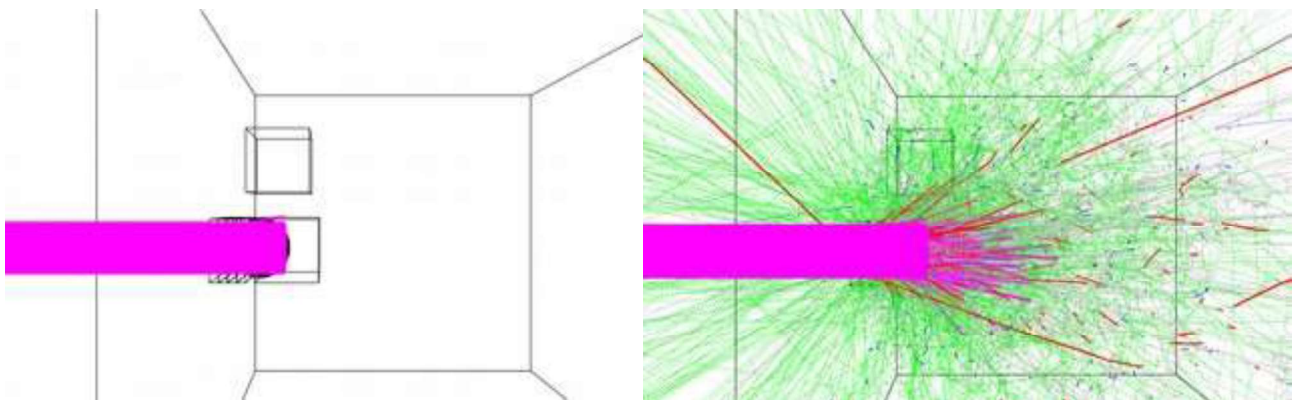
(Таблица 4.)



(рис.9.1, рис.9.2)

| Частица | Названия объемов | расстояние, см | D, Зв | H, Гр |
|-------------|------------------------|----------------|---------|---------|
| a, 0,15AGeV | Опухоль | 8 | 1,98616 | 37,9728 |
| | Область перед опухолью | 0 | 17,7428 | 14,1942 |
| | Область над опухолью | 8 | 0,00056 | 0,00252 |
| | Область позади опухоли | 17 | 0,21037 | 2,86694 |
| | Тело без учета опухоли | Объект отсчета | 0,00213 | 0,03734 |

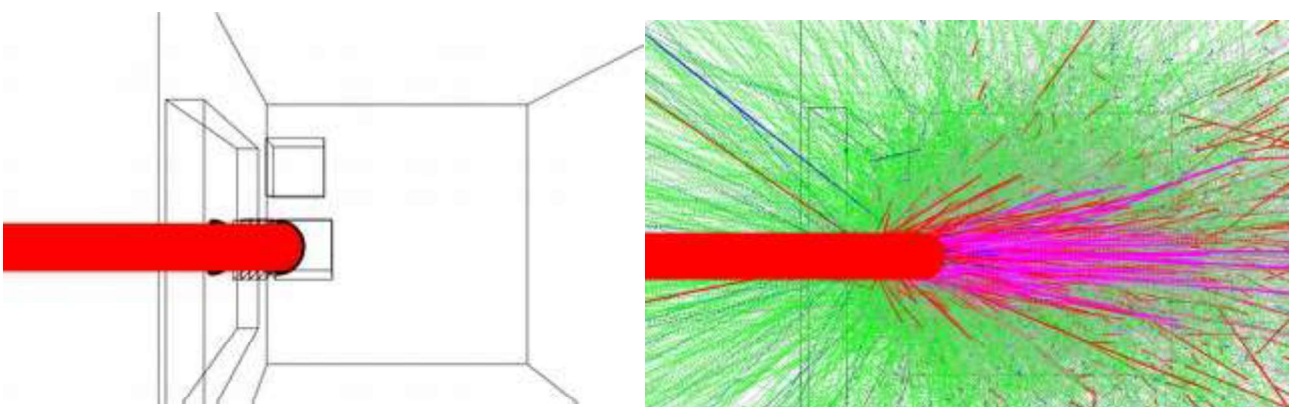
(Таблица 5)



(рис.10.1, рис.10.2)

| Частица | Названия объемов | расстояние, см | D, Зв | H, Гр |
|---------------|------------------------|----------------|---------|---------|
| C12, 0,29AGeV | Опухоль | 8 | 1,94458 | 37,2914 |
| | Область перед опухолью | 0 | 1,0276 | 19,3852 |
| | Область над опухолью | 8 | 0,00053 | 0,00175 |
| | Область позади опухоли | 17 | 0,17364 | 2,04765 |
| | Тело без учета опухоли | Объект отсчета | 0,00256 | 0,04267 |

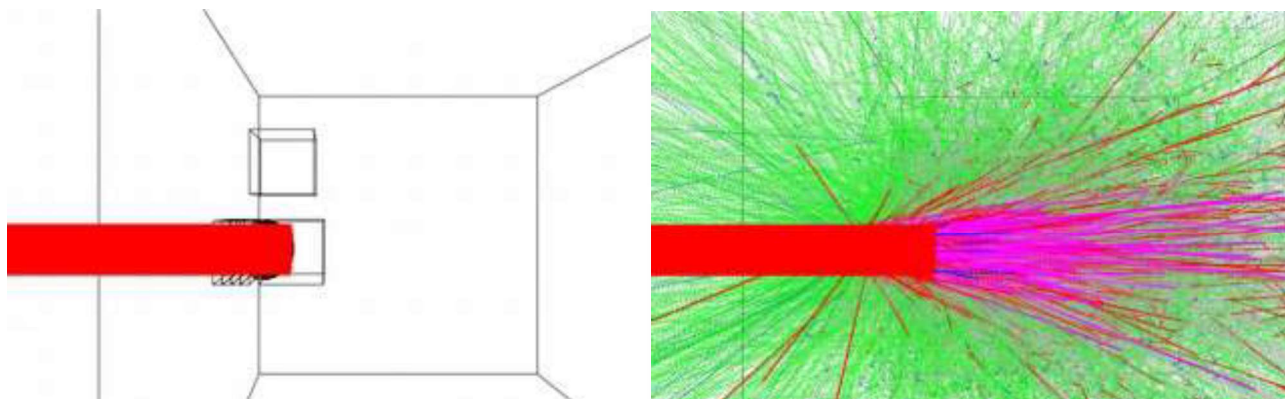
(Таблица 6)



(рис.11.1, рис.11.2)

| Частица | Названия объемов | расстояние, см | D, Зв | H, Гр |
|--------------|------------------------|----------------|---------|---------|
| | Опухоль | 8 | 1,81325 | 34,6127 |
| | Область перед опухолью | 0 | 1,02011 | 19,3773 |
| | Область над опухолью | 8 | 0,00049 | 0,00146 |
| | Область позади опухоли | 17 | 0,39918 | 5,33445 |
| C12, 0,29GeV | Тело без учета опухоли | Объект отсчета | 0,00305 | 0,05218 |

(Таблица 7)



(рис.12.1, рис.12.2)

4. Обсуждение результатов

Как видно из результатов таблиц модератор пучка поглощает определенное количество энергии в зависимости от вида частицы в пучке и начальной энергии, на рис.7-рис.8 наглядно показан фронт остановки частиц. Также по объекту, расположенному сзади опухоли, видно, что при отсутствии модератора пучка возрастает лучевая нагрузка на здоровые ткани позади опухоли. В случае эксперимента с альфа-частицами можно увидеть весомую разницу с модератором и без по поглощенной дозе области перед опухолью. Поглощенная доза превышает нормы одного терапевтического приема почти в 9 раз. Поэтому модератор в терапии с альфа-частицами обязателен. С ионами углерода ситуация немного отличается от вышеперечисленного. В столбе поглощенной дозы различия минимальны, модератор пучка служит для того, чтобы частицы останавливались на границе сферической опухоли, но для преодоления одинакового расстояния с протонами и альфа-частицами нужна начальная энергия много выше, по сравнению с другими двумя, поэтому не целесообразно использовать пучок ионов для глубоких опухолей.

5. Вывод

Модератор пучка является перспективным средством модификации пучка для равномерного облучения опухоли и минимизации доз, полученных окружающими тканями. Он может быть использован как в протонной терапии, терапии альфа-частицами, так и в случае терапии тяжелыми ионами, что было подтверждено с помощью моделирования.

Библиографический список

1. Клёнов Г И, Хорошков В С "Адронная лучевая терапия: история, статус, перспективы" УФН186891–911 (2016)

2. Bortfeld, T. (1997), An analytical approximation of the Bragg curve for therapeutic proton beams. Med. Phys., 24: 2024-2033. doi:10.1118/1.598116
3. Адронная лучевая терапия: история, статус, перспективы Г.И.Кленов, В.С. Хорошков
4. https://indico.jinr.ru/event/891/attachments/5921/7630/Project_rus.pdf
5. http://nuclphys.sinp.msu.ru/radiation/rad_5.htm

УДК 53.043

Сухарев К.В.

**ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ОПУХОЛИ И ЗДОРОВЫХ ТКАНЕЙ
ПРИ АДРОННОЙ ТЕРАПИИ РАКА С ПОМОЩЬЮ ПРОГРАММЫ GEANT4
PREDICTION OF RADIATION DOSES TO TUMORS AND HEALTHY PATIENTS
TISSUE IN HADRON CANCER THERAPY USING THE GEANT4**

*Филиал «Протвино» государственного университета «Дубна»
Секция «Естественные и инженерные науки»*

Автор: Сухарев Кирилл Викторович, студент 4 курса направления «Физика» филиала «Протвино» государственного университета «Дубна».

Научный руководитель: Евдокимов Сергей Владимирович, старший преподаватель кафедры технической физики филиала «Протвино» государственного университета «Дубна»; младший научный сотрудник НИЦ «Курчатовский институт» - ИФВЭ.

Author: Sukharev Kirill Victorovich, 4d year student of the direction “Physics” of the branch "Protvino" state University "Dubna".

Scientific adviser: Evdokimov Sergey Vladimirovich, senior lecturer, department of technical physics, of the branch "Protvino" state University "Dubna"; Junior Researcher, Research center “Kurchatov Institute” – ИФВЭ.

Аннотация

Адронная терапия является перспективным методом лечения онкологических заболеваний. В работе обсуждается возможность прогнозирования доз облучения опухоли и здоровых тканей с помощью Монте-Карло моделирования с использованием программы GEANT4. Оценены поглощенная и эквивалентная дозы облучения опухоли и окружающих тканей для разных размеров опухоли и расстояния от нее до поверхности тела. Получены оценки для разных типов пучка: протонного, углеродного и состоящего из альфа-частиц. Полученные оценки проанализированы и сделаны выводы о целесообразности применения различных пучков в зависимости от конкретной ситуации.

Abstract

Hadron therapy is a promising method of treating cancer. The paper discusses the possibility of predicting radiation doses to tumors and healthy tissues using Monte Carlo simulations using the GEANT4 program. The absorbed and equivalent radiation doses of the tumor and surrounding tissues were estimated for different sizes of the tumor and the distance from it to the body surface. Estimates are obtained for different types of beam: proton, carbon, and alpha-particle. The obtained estimates are analyzed and the conclusion is made about the feasibility of using different beams depending on the specific situation.

Ключевые слова: опухоль, частица, доза, энергия.