

Трехмерная визуализация дозового распределения в теле пациента

М. О. Баринков,^{*} Л. Л. Афанасьев,[†] А. В. Кошелева[‡]

*Национальный исследовательский ядерный университет «Московский инженерно-физический институт»,
инженерно-физический институт биомедицины
Россия, 115409, Москва, Каширское ш., д.31*

(Поступила в редакцию 28.01.2021; подписана в печать 05.11.2021)

Данная статья написана на основе решения проблемы трехмерной визуализации дозовых распределений в исследуемом объеме тела, а также увеличения разрешения полученного изображения путем интерполяции доз, снятых с определенных участков исследуемого тела, по объему в промежутках между этими участками и их визуализации.

Разрабатываемое ПО предполагается использовать в комплексе протонной терапии «Прометеус» созданным ЗАО «Протом».

PACS: 87.58.-b87.58.-b

УДК: 57.089

Ключевые слова: визуализация, матрица доз, дозовое распределение, 3Dвизуализация, матрица доз, дозовое распределение, 3D.

ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день одним из наиболее точных и современных методов лучевой терапии и радиохирургии является протонная лучевая терапия [1, 2]. Протоны позволяют снизить лучевую нагрузку на окружающие ткани до 30-50% по сравнению с гамма-лучами. Протонная терапия особенно эффективна при применении протонного луча для опухолей, расположенных вблизи критически важных органов, таких как ствол мозга, зрительные нервы и т.д. Потому в случае рака головы и шеи протонная терапия оказывается наиболее предпочтительным из доступных методов лечения для многих пациентов. С учетом преимуществ данного вида лечения над лучевой терапией с использованием гамма-излучения и электронных пучков, протонная терапия все чаще применяется в лечении онкологических заболеваний. На сегодня, наблюдается рост центров протонной лучевой терапии в мире.

В мире ведется активная работа по увеличению точности доставки дозы к опухоли, уменьшению времени нахождения пациента в процедурной кабине и увеличению доступности данного метода для большего круга больных. Для увеличения точности доставки дозы необходимо проводить теоретический расчет доставляемой дозы и предварительное моделирование процесса доставки, а также необходима визуализация для наглядной оценки результата [3].

1. КОМПЛЕКС ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ «ПРОМЕТЕУС»

Для осуществления теоретического расчета доставляемой дозы, будет написана программа объемной ин-

терполяции доз в теле фантома методом кубического сплайна. Затем будет проведен эксперимент для проверки полученной аналитически зависимости. Он будет проходить в комплексе протонной терапии «ПРОМЕТЕУС» в г. Протвино.

1.1 Общие характеристики комплекса

Комплекс протонной терапии «Прометеус» (КПТ) представляет собой канал инъекции, обеспечивающий первичное ускорение протонов, синхротрон, циклически ускоряющий протоны до нужных энергий, выпускной канал, предназначенный для медленного многооборотного выпуска протонного пучка, и систему иммобилизации пациента. Внешний вид комплекса — на рис. 1 [4].

1.2 Синхротрон

Синхротрон служит для ускорения протонного пучка от энергии инъекции до необходимой энергии в заданном диапазоне. Синхротрон обеспечивает высокий темп ускорения частиц, равный 250 МэВ за 0.5 с.

Магнитная система синхротрона образована четырьмя одинаковыми квадрантами, разделенными большими свободными промежутками. Каждый квадрант образован четырьмя С-образными железными блоками с параллельными полюсами. Четыре магнита с однородным полем каждого квадранта скомпонованы парно общей обмоткой [5].

Для упрощения конструкции ускорителя и уменьшения его габаритов из магнитной системы синхротрона исключены отдельные фокусирующие элементы, а в поворотные магниты введена краевая фокусировка, которая обеспечивается срезами магнитов со стороны свободных промежутков. Одним из главных преимуществ данной магнитной системы является низкое по сравнению с аналогами энергопотребление.

* barinkovmax@gmail.com

† leonafan1942@mail.ru

‡ angelinacosh@yandex.ru

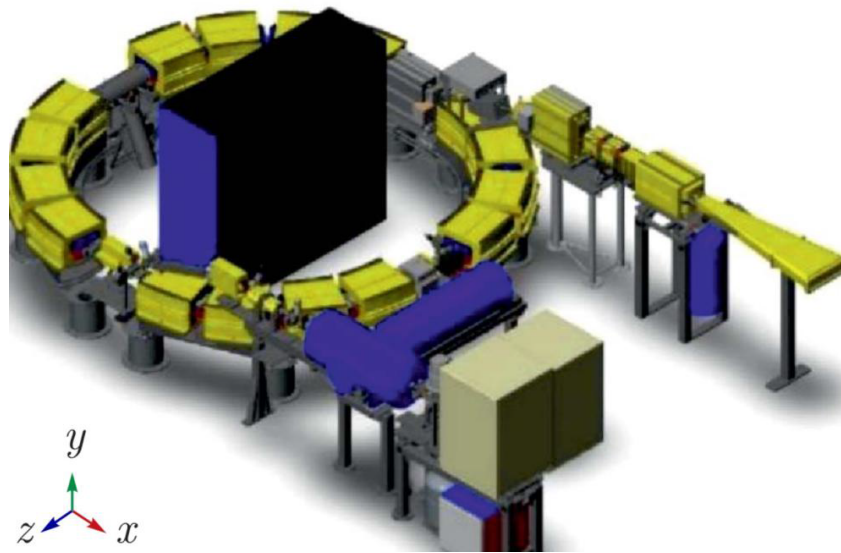


Рис. 1. Внешний вид КПТ «ПРОМЕТЕУС»

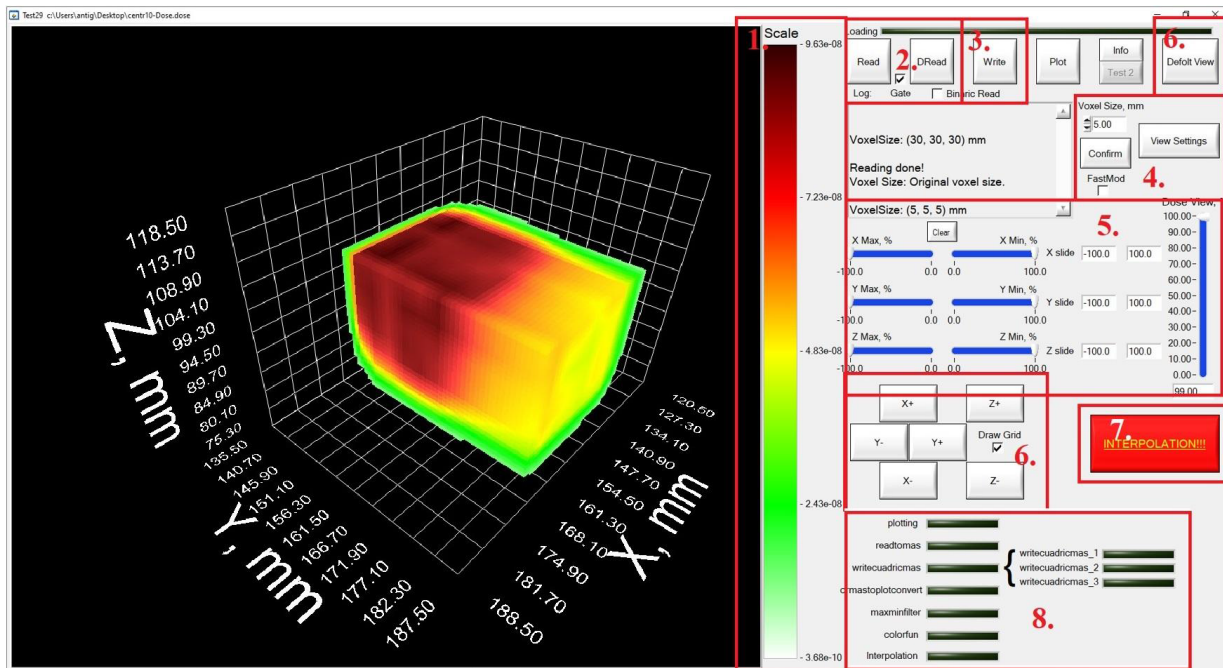


Рис. 2. Описание пользовательского интерфейса

2. МЕТОДИКА ВИЗУАЛИЗАЦИИ

Для визуализации дозовых распределений внутри облучаемого фантома, было написано программное обеспечение и использующее графическую библиотеку OpenGL. Повышение разрешения итогового изображения осуществляется интерполяцией известных значений кубическим сплайном по методике, описанной в статье автора Najmuddin Ahmad [6], но с использованием доз.

2.1 Описание интерфейса программы

Разработанное ПО для визуализации имеет, основные инструменты и функции для работы с дозой визуализацией. Это отсечка доз ниже задаваемого порога значений, выбор количества градаций цвета для разных диапазонов доз. Это помогает лучше визуально разграничить зоны с малыми средними и высокими дозами (рис. 2).

Кнопка Plot — для построения объемного дозового распределения.

Info — для вывода информации о размере дозовой матрицы максимальных и минимальных дозах в фантоме. А также количестве элементов в матрице.

Цифрой 1 на рис. 2 обозначена шкала градации доз. Где белый цвет — это минимальная доза, а бордовый цвет — максимальная доза в Грехах; 2 — кнопки управления считыванием доз из текстового файла; 3 — кнопка для вывода доз в текстовый файл; 4 — задается размер, заполняемых из текстового файла вокселей, и задаются характеристики визуального отображения (цвет, форма отдельной точки и число цветовых градаций); 5 — для ограничения количества слоёв визуализации в пространстве по x, y и z. И ограничение вывода минимальных доз в процентах. Где 100% — вывести все дозы, а 0% — только максимальную; 6 — кнопки управления положением визуализированного дозового распределения в OpenGL; 7 — данная кнопка запускает функцию, заполняющую пустые воксели, расположенные между вокселями заполненными из текстового файла; 8 — индикаторы работы внутривидеографических функций (интерполяция, разбиения по вокселям, считывание из текстового файла, вывод и т.д.);

2.2 Возможности визуализации

При построении изображения исходная матрица доз имеет низкое разрешение. Для повышения разрешения изображения был использован способ объемной интерполяции кубическим сплайном. На рисунках 3 и 4 представлен результат отсечения малых доз и повышения разрешения изображения.

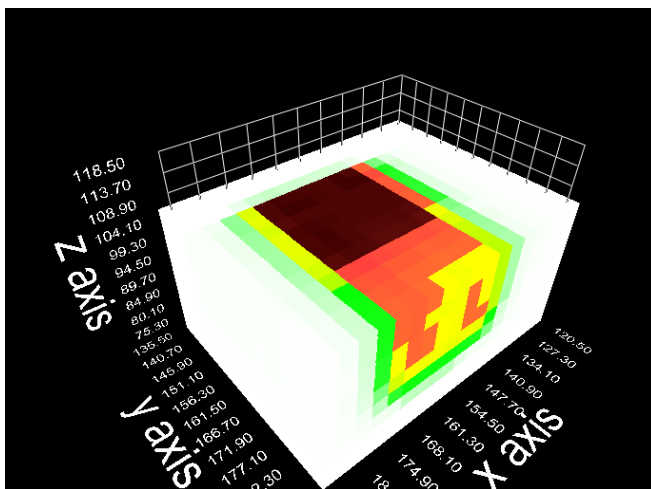


Рис. 3. Визуализация исходной матрицы доз

3. СОВМЕЩЕНИЕ С МАТРИЦЕЙ ПЛОТНОСТЕЙ

Методика повышения разрешения матрицы доз проводилась для корректного совмещения дозовой матри-

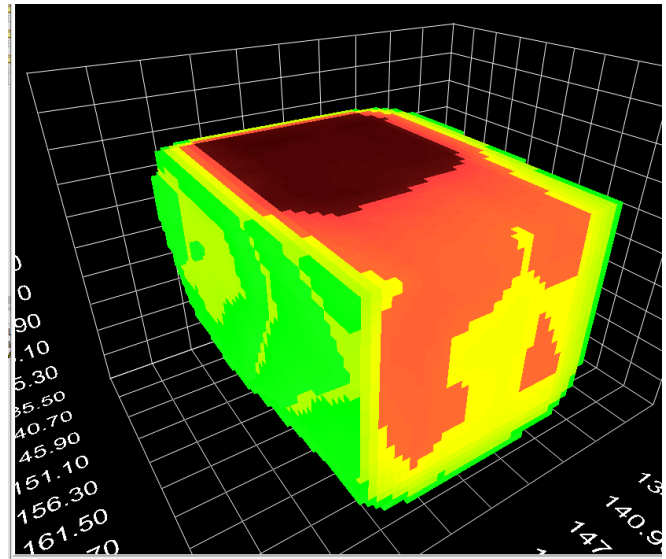


Рис. 4. Визуализация матрицы с увеличенным в 4 раза разрешением и отсеченными малыми дозами

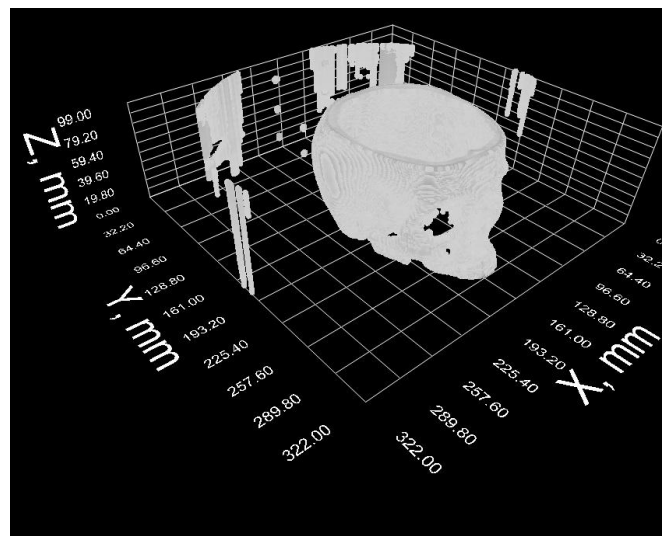


Рис. 5. Визуализация матрицы плотностей. На рисунке представлена часть человеческого черепа

цы с матрицей плотностей (рис. 5). Из-за того, что пространственное разрешение изначальной дозовой матрицы зачастую ниже пространственного разрешения матрицы плотностей, без предварительной обработки, совмещение оставляет незаполненные области в промежутках между точками матрицы доз. Для решения проблемы пустых областей, была использована объемная интерполяция кубическим сплайном. Результат представлен на рис. 6. При совмещении матрицы доз и интерполированных плотностей, итоговое количество обрабатываемых перед визуализацией на дисплей точек, превысило $5 \cdot 10^7$. Это создало существенную нагрузку на исполняющий компьютер.

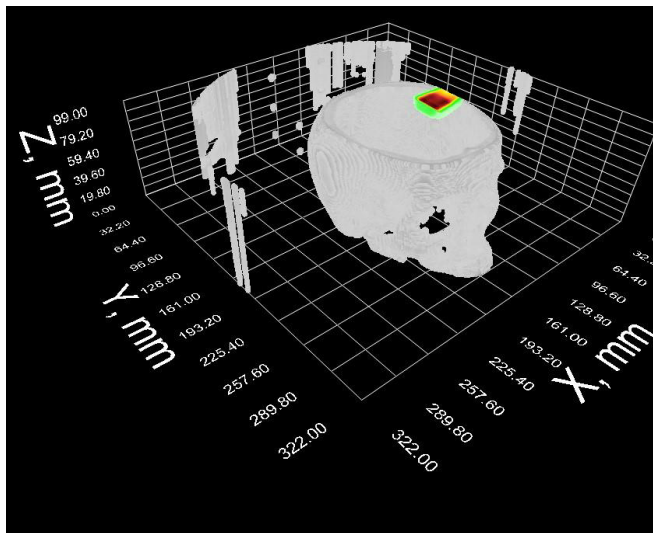


Рис. 6. Матрица интерполированных доз, совмещённая с матрицей интенсивностей

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проделанная работа необходима для того, чтобы воспользоваться основными преимуществами трехмерной визуализации дозовых распределений, такими как более наглядная демонстрация формы реального распределения и положения дозы в исследуемом теле. И возможность посмотреть на полученную матрицу под разными углами. Данное ПО предназначено для того, чтобы упростить планирование лучевой терапии с сохранением необходимой точности. Проблемой объемной визуализации является время ее построения. Оно составляет 1 мин для матрицы из, 107 элементов. Данную проблему можно решить оптимизацией затрачиваемых ресурсов, например визуализацией только видимых пользователю точек. На момент написания статьи идет активная работа по устранению недостатка.

Материалы статьи докладывались на конференции «Ломоносов-2020».

- [1] Черняев А.П. и др. // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2019. **64**, №2. С. 11.
- [2] Gawel D., Glowka P., Nowak M., Kotwicki T. // *AIMS Bioengineering*, 2016. N 3. P. 176.
- [3] Pryanichnikov A.A., Sokunov V.V., Shemyakov A.E. // *Physics of Particles and Nuclei Letters*. 2018. N 7. P. 981.
- [4] Balakin V.E. et al. // *Proceedings of RuPAC 2018*. 2018. P. 135.
- [5] Кленов Г.И., Хорошков В.С. // УФН: К 70-летию ИТЭФ им. А.И. Алиханова. 2016. **186**, №8. С. 891.
- [6] Najmuddin A., Khan F.D. // *Journal of Science and Arts*, 2017. N 3. P. 401.

Three-dimensional visualization of the dose distribution in the patient's body

M.O. Barinkov^a, L.L. Afanasyev^b, A.V. Kosheleva^c

NRNU MEPhI, Engineering Physics Institute of Biomedicine
Moscow 115409, Russia

E-mail: ^abarinkovmax@gmail.com, ^bleonafan1942@mail.ru, ^cangelinacosh@yandex.ru

This article is written on the basis of solving the problem of three-dimensional visualization of dose distributions in the investigated volume of the body, as well as increasing the resolution of the resulting image by interpolating doses taken from certain areas of the investigated body by volume in the intervals between these areas and their visualization.

The developed software is supposed to be used in the proton therapy complex «Prometheus» created by JSC «Protom».

PACS: 87.58.-b

Keywords: visualization, dose matrix, dose distribution, 3D.

Received 28.01.2021.

Сведения об авторах

1. Баринков Максим Олегович — студент магистратуры; e-mail: barinkovmax@gmail.com.
2. Афанасьев Леонид Леонидович — студент магистратуры; e-mail: leonafan1942@mail.ru.
3. Кошелева Ангелина Владимировна — студентка магистратуры; e-mail: angelinacosh@yandex.ru.