

ВОКСЕЛЬНЫЙ ФАНТОМ ДЛЯ ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЙ ВЕРИФИКАЦИИ ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ НА УСТАНОВКЕ ГАММА-НОЖ *PERFEXION* МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО

© 2019 г. Т. Меджадж^{1,*}, А. И. Ксенофонтов¹, А. В. Далечина²

¹ Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва, 115409, Россия

² АО “Деловой центр нейрохирургии” (Центр “Гамма-нож”), Москва, 125047, Россия

*e-mail: toufik.medjadj@yahoo.fr

Поступила в редакцию 26.06.2019 г.

После доработки 26.06.2019 г.

Принята к публикации 16.07.2019 г.

Целью данной работы является создание воксельного фантома с использованием изображений DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) для верификация дозиметрических расчетов методом Монте-Карло установки Гамма-нож *Perfexion*.

Воксельный фантом создан с помощью программы Labview, а моделирование проводилось методом Монте-Карло с помощью программы Penelope/PenEasy. Для моделирования переноса излучения с помощью программы Penelope указываются количество и размер вокселей вдоль осей x , y , z , а также материал и плотность в каждом вокселе.

Итогом работы стало создание воксельного фантома с использованием изображений в формате DICOM.

Ключевые слова: DICOM, шкала единиц Хаунсфилда, воксельный фантом, Labview, Penelope/penEasy

DOI: 10.1134/S2304487X19050055

ВВЕДЕНИЕ

Моделирование методом Монте-Карло (ММК) все чаще используется в планировании радиотерапии. Однако мало работ посвящено моделированию аппарата Гамма-нож *Perfexion* [1–4], более того, эти работы сфокусированы на расчете выходных факторов и дозовых профилей аппарата Гамма-нож, а полное исследование по моделированию реальных клинических случаев отсутствует.

Для того, чтобы оценить поглощенную дозу излучения в теле пациента, изображение компьютерной томографии пациента в формате DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) [5] должно быть введено в процедуру моделирования ММК. Однако универсальные коды ММК не могут справиться с этим изображением, поскольку необходимы данные по материалам и плотностям. Поэтому для конвертации изображений DICOM в воксельный фантом необходимо указать материал и плотность в каждом вокселе. Геометрия такого фантома состоит из крошечных параллелепипедов (вокселей), формирующих объем в трехмерном пространстве.

Размер, материал и плотность вокселя извлекаются из изображений DICOM (рис. 1).

Таким образом, целью настоящей работы является создание воксельного фантома с использованием изображения компьютерной томографии реального пациента в формате DICOM для верификации методом Монте-Карло дозиметрических расчетов, выполненных системой дозиметрического планирования аппарата Гамма-нож *Perfexion*.

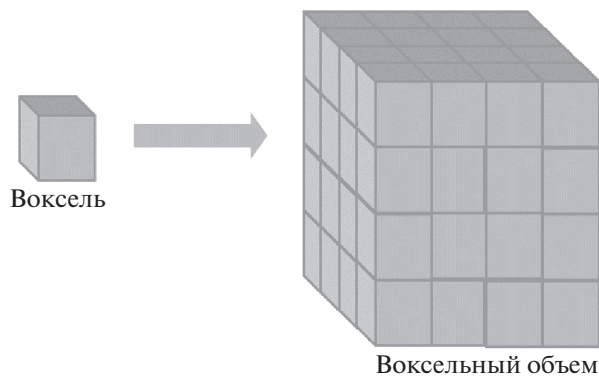


Рис. 1. Принцип воксельного фантома.

```
[SECTION VOXELS HEADER v.2008-04-13]
3 3 3      Количество вокселей на X, Y, Z
0.5 0.5 0.5  Размер вокселя (см) вдоль X, Y, Z
1          Номер столбца, в котором находится код материала
2          Номер столбца, в котором находится плотность массы
0          Пустые строки в конце циклов X, Y (1: Да, 0: Нет)
[END OF VXH SECTION]
#Мат. код : Плотность (г/см^3)
1 1.0
1 1.0
1 1.0
. .
. .
. .
#>>>END OF FILE>>>
```

Рис. 2. Пример файла воксельного фантома.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Файл воксельного фантома создан в допустимой форме для кода PenEasy [6], который является модулем основной программы общего назначения PENELOPE.

PenEasy: воксельная геометрия

Файл в воксельной геометрии для *penEasy* состоит из двух частей. Первая часть — заголовок файла, в котором нужно указать количество и размер вокселей вдоль осей x , y , z . Во второй части нужно назначить материал и плотность на каждый воксель. На рис. 2 показан пример файла воксельного фантома, используемый в коде PenEasy. Для создания этого файла были импортированы численные данные из изображений DICOM.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)

DICOM (Цифровые Изображения и Коммуникации в Медицине) — это стандарт обработки, хранения, печати и передачи информации в системах медицинской визуализации. В задаче использовался модуль DICOM-RT (Radiation Therapy), который эффективно описывает большинство данных, необходимых для лучевой терапии [7].

DICOM-RT включает в себя 4 основных объекта:

1. RT изображение (RT Image) содержит информацию об изображениях, связанных с лучевой терапией.
2. RT доза (RT Dose) содержит данные по величинам доз, которые должны быть назначены в соответствии с системами планирования лечения.
3. RT структура набора (RT Structure Set) содержит информацию, связанную с анатомией пациента.
4. RT план (RT Plan) содержит геометрические и дозиметрические данные, относящиеся к дистанционному облучению.

Наибольший интерес представляет объект *RT Изображение*, так как он содержит все необходимые данные для построения воксельного фантома.

Упрощенная структура файла DICOM

В файлах DICOM одновременно содержатся непосредственно изображения (данные пикселей), и дополнительная информация о пациенте (метаданные) (рис. 3).

Метаданные DICOM подразделяются на несколько категорий:

- Данные пациента: включают в себя имя, идентификатор, пол и дату рождения пациента.

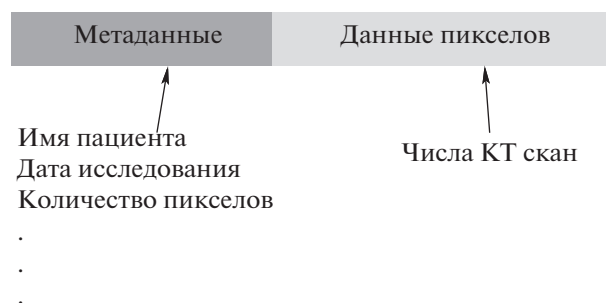


Рис. 3. Упрощенная структура файла DICOM.

- Дата исследования: включает идентификатор исследования, имя врача-консультанта, дату и время исследования, комментарии.
- Датировка серии: включает в себя номер серии, метод исследования, дату и время серии, комментарии.
- Сведения об оборудовании: включают в себя сведения о владельце и производителе оборудования.
- Данные об изображении: включают в себя структуру данных, фотометрическую интерпретацию, данные о ширине и высоте изображения, количестве бит на пиксел, кадры. Эти поля не редактируются.

Данные пикселей приводятся в единицах Hounsfield [8] (H) (Шкала единиц Хаунсфилда):

$$H_x = \frac{\mu_x - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 1000,$$

где μ_x и μ_{H_2O} — линейные коэффициенты ослабления для материала x и воды.

Единицы H обычно изменяются от -1000 до 3000 . Значение, равное -1000 , соответствует воздуху, а нулевое значение соответствует воде [9].

Путь к файлу DICOM
изображение

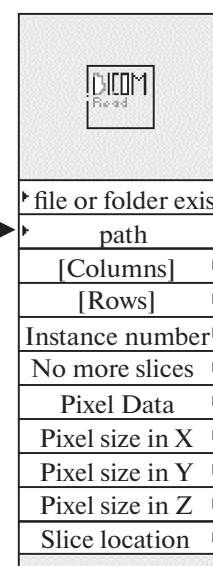


Рис. 4. Подпрограмма DICOM read.

Каждое число по шкале Хаунсфилда соответствует определенному типу вещества.

Любой DICOM объект состоит из множества атрибутов, которые в стандарте называются тегами (*tag*) и каждому тегу присвоен свой номер, состоящий из двух полей, — номера группы и номера элемента. В табл. 1 показаны атрибуты, теги и описание атрибутов, используемых в настоящей работе.

Используя программное обеспечение LabVIEW [10] была создана подпрограмма “DICOM read” (рис. 4), которая ищет эти теги в файле изображения DICOM и извлекает нужные данные. Подпрограмма “DICOM read” позволяет получить все данные, необходимые для файла воксельного фантома. Однако данные пикселей, которые составляют изображение, представлены в единицах Хаунсфильда, а для моделирования ме-

Таблица 1. Объекты для записи файла воксельного фантома

Атрибут	Тег	Описание атрибута
Строки	(0028, 0010)	Количество строк на изображениях
Столбцы	(0028, 0011)	Количество столбцов в изображениях
Расстояние между пикселями	(0028, 0030)	Физическое расстояние в пациенте между центром каждого пикселя
Толщина среза	(0018, 0050)	Номинальная толщина среза, мм
Номер экземпляра	(0020, 0013)	Номер, идентифицирующий данное изображение
Расположение среза	(0020, 1041)	Относительное положение плоскости изображения, мм
Данные пикселей	(7FE0, 0010)	Поток данных образцов пикселей, составляющих изображение

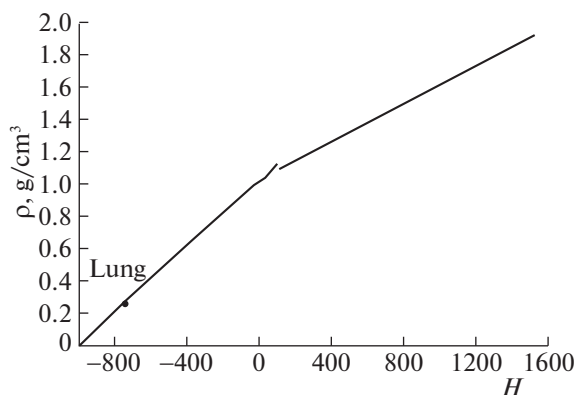


Рис. 5. Конверсия числа H в массовую плотность.

тодом Монте-Карло нужны материалы и их плотности. Поэтому нужно найти разумный компромисс между числом различных значений H (3000 ~ 5000) и материалами, используемыми в ММК. Возникает проблема памяти и скорости вычислений при обработке каждого числа H как отдельный материал. После чего нужно выбрать реальные параметры для тканей человека (материалы) и их плотности для расчета ММК.

В работе Schneider [9] показано, что соотношение между числом H и плотностью ткани ρ определяется следующими выражениями.

$$-1000 < H < -98 \quad \rho = 1.031 + 1.031 \times 10^{-3} \times H$$

$$-98 < H < 14 \quad \rho = 1.018 + 0.893 \times 10^{-3} \times H$$

$$14 < H < 23 \quad \rho = 1.03$$

$$23 < H < 100 \quad \rho = 1.003 + 1.169 \times 10^{-3} \times H$$

$$H > 100 \quad \rho = 1.017 + 0.592 \times 10^{-3} \times H$$

На рис. 5 показана связь между числами H и плотностью ткани ρ , как представлено в работе [9].

С целью конверсии числа H в массовую плотность в настоящей работе была разработана подпрограмма “H to density” (рис. 6).

Шнейдер в работе [9] разделил шкалу единиц Хаунсфилда на 24 группы, где каждая группа соответствует определенному материалу. Однако представленных данных слишком много для моделирования ММК. Обычно определяют не больше 6 различных материалов (например, воздух, легкие, жир, вода, мышцы и кости) [11].

Для экономии вычислительных затрат в работе шкала единиц Хаунсфилда разделена на 4 группы. Для расчета распределения дозы в голове точка калибровки в легких была исключена из нашей конверсии, и шкала единиц Хаунсфилда воздуха была увеличена до -800 , а в жировой ткани была уменьшена до -799 . Первая группа (от -1000 до -800 Н) предназначена для воздуха, вторая груп-

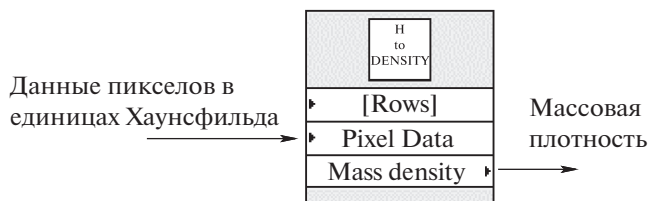


Рис. 6. Подпрограмма “H to density”.

па (от -799 до -53 Н) для жировой ткани, а третья группа (от -52 до 200 Н) для мягких тканей. Четвертая группа предназначена для скелетной ткани (более 200 единиц Хаунсфилда) (табл. 2).

Подпрограмма “H to ID MAT” (рис. 7) написана в LabView, чтобы назначить каждый пиксел одному из материалов в табл. 2.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Выходные данные подпрограмм “H to density” и “H to ID MAT”, т.е. массовая плотность и код материала каждого пикселя, собирались вместе в двумерном (2D) массиве с помощью функции “Insert into array” (рис. 8).

После сборки всех данных, необходимых для создания воксельного фантома, была написана подпрограмма “2 vox file” (рис. 9), которая записывает данные воксельного фантома в допустимой форме для кода PenEasy и сохраняет их в файле “Phantom.vox”.

На рис. 10 показаны изображения пациента в формате карт плотности, данных тканей и изображений КТ, предназначенных для моделирования ММК. Рис. 10, а (А) показывает карту данных тканей. Рис. 10, б показывает карту плотности каждого пикселя независимо от его материала, т.е. один и тот же материал может иметь разные плотности. На рис. 10, в показано КТ изображение, созданное в единицах Хаунсфилда.

Таблица 2. Группы материалов для создания воксельного фантома

Код материала	Шкала единиц Хаунсфилда	Состав материала
1	-1000 — -800	Воздух
2	-799 — -53	Жировая ткань
3	-52 — 200	Мягкая ткань
4	> 200	Скелетная ткань

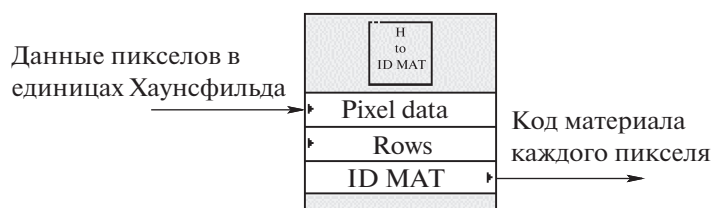


Рис. 7. Подпрограмма “H to ID MAT”.

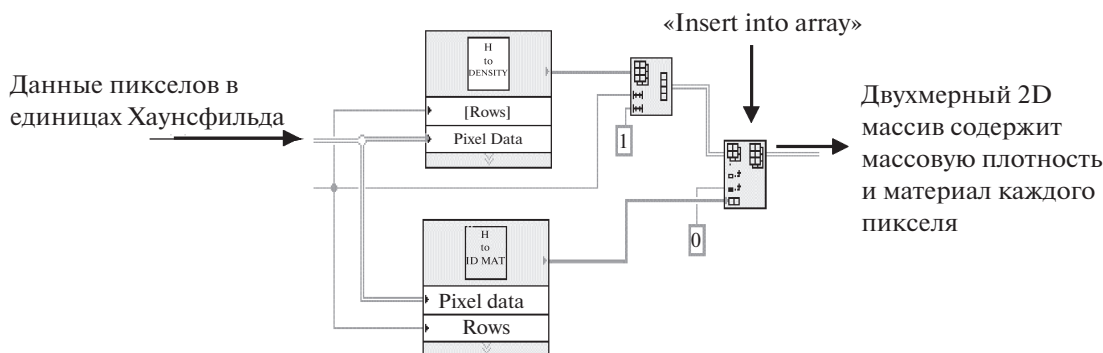


Рис. 8. Часть программы, создающая двухмерный массив материалов и массовых плотностей.

Следует отметить, что в работе был проведен сдвиг шкалы единиц Хаунсфильда с -1000 на 0 , так как обычно шкала единиц Хаунсфильда начинается с -1000 , а в нашем случае она начинается с 0 .

На рис. 11 показаны изодозные кривые коллиматоров 16, 8 и 4 мм в воксельном фантоме в центральной точке (80, 80, 80) см, для которой величина дозы составляет 100% и затем резко уменьшается до 25% на расстояниях от центра 1.5, 0.6 и 0.4 см для коллиматоров 16, 8 и 4 мм соответственно.

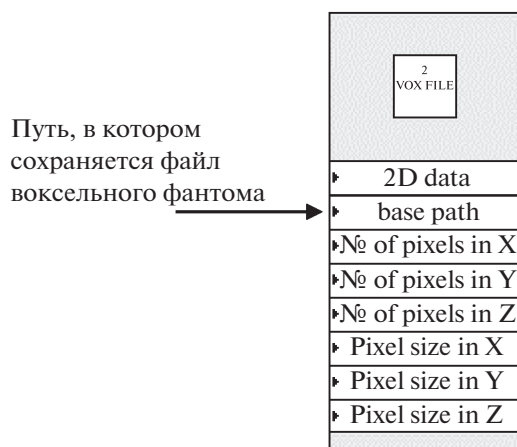


Рис. 9. Подпрограмма “2 vox file”.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе был создан воксельный фантом с использованием изображений DICOM с помощью программы Labview. Для моделирования методом Монте-Карло необходимые данные для penEasy извлекались в единицах Хаунсфильда из изображений DICOM и конвертировались в плотности и материалы.

— первый этап работы состоял в импортировании данных о пикселях для создания заголовка файла фантома;

— второй этап заключался в назначении материалов и плотностей в единицах HU.

Единицы HU были конвертированы в плотность, затем разделены на 5 групп, и для каждой группы был назначен материал для моделирования методом Монте-Карло.

Для экономии вычислительных затрат разрешение изображений 512×512 пикселей было уменьшено до 256×256 пикселей, это было сделано с помощью удаления одной единицы HU четных строк и столбцов из исходной матрицы для увеличения скорости расчетов методом Монте-Карло.

Созданный фантом не учитывает контуры. Однако это можно сделать, если добавить внешний контур каждого изображения и считать все наружное окружение воздухом, что позволяет удалить стереотаксическую раму, которая использу-

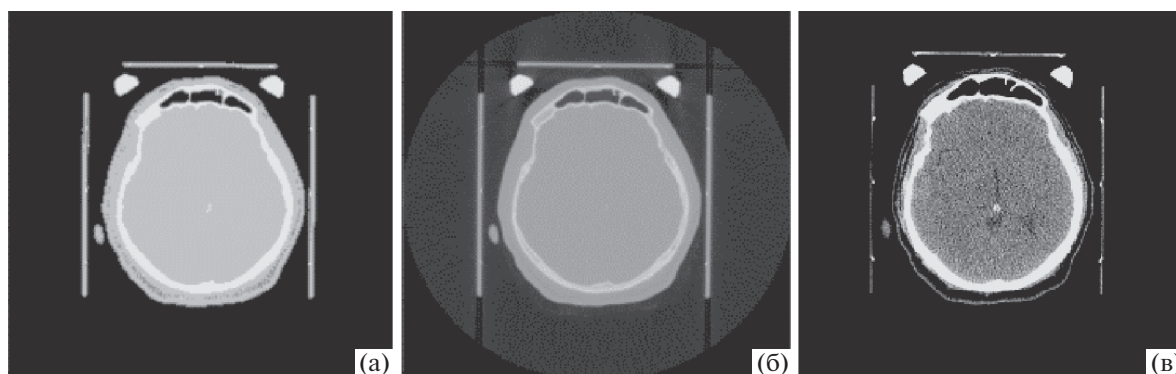


Рис. 10. Сравнение изображения пациента. (а) Карта данных тканей. (б) Карта плотности. (в) Изображение КТ.

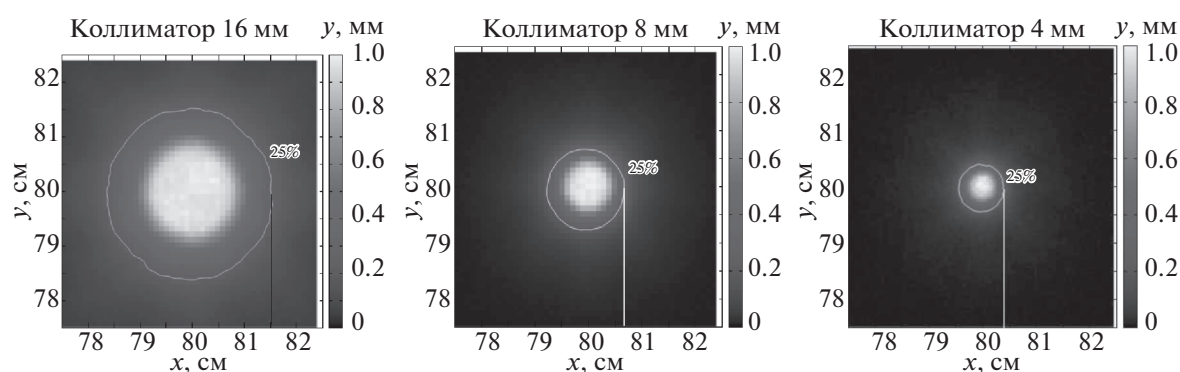


Рис. 11. Изодозные кривые коллиматоров 16, 8 и 4 мм.

ется для фиксации пациента, и увеличить скорость расчетов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Best R.C. Monte Carlo Modeling of the Gamma Knife Perfexion, Wake Forest University, PhD thesis 2012.
2. Battistoni G., Cappucci F., Bertolino N., Brambilla M.G., Mainardi H.S., Torresin A. FLUKA Monte Carlo simulation for the Leksell Gamma Knife Perfexion radiosurgery system: Homogeneous media // *Physica Medica*. 2013. V. 29. № 6. P. 656–661.
3. Pipek J., Novotný J., Kozubíková P. A modular Geant4 model of Leksell Gamma Knife Perfexion // *Phys Med Biol*. December 2014. V. 59. № 24. P. 7609–7623.
4. Pappas E.P., Moutsatsos A., Pantelis E., Zoros E., Georgiou E., Torrens M., Karaikos P. On the development of a comprehensive MC simulation model for the Gamma Knife Perfexion radiosurgery unit // *Physics in Medicine & Biology*. 2016. V. 61. P. 1182–1203.
5. DICOM Standard [Электронный ресурс] // DICOM® (Digital Imaging and Communications in Medicine): [сайт]. URL: <https://www.dicomstandard.org/>
6. Sempau J., Badal A., Brualla L. A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries—application to far-from-axis fields // *Med. Phys.* November 2011. V. 38. № 11. P. 5887–5895.
7. IEC Subcommittee 62C Working. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Supplement 11 Radiotherapy Objects, DICOM RT Supplement 4, June 1997.
8. Lev M.H., Gonzalez R.G. Hounsfield Scale [Электронный ресурс] // ScienceDirect: [сайт]. URL: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/hounsfield-scale> (дата обращения: 07.05.2019).
9. Schneider W., Bortfeld T., Schlegel W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions // *Phys. Med. Biol*. February 2000. V. 45. № 2. P. 459–478.
10. What Is LabVIEW? [Электронный ресурс] // National instruments: [сайт]. URL: <http://www.ni.com/dadk/shop/labview.html> (дата обращения: 21.April.2019).
11. Vanderstraeten B., Pik Wai C., Fix M., Leal A., Mora G., Reynaert N., Seco J., Soukup M., Spezi E., De Neve W., Thierens H. Conversion of CT numbers into tissue parameters for Monte Carlo dose calculations: a multi-centre study // *Physics in Medicine & Biology*. 2007. T. 52. № 3.

Creating a Voxel Phantom for Dosimetric Verification of Treatment Plans in the Gamma-Knife Perfexion using the Monte Carlo Method

T. Medjadj^{a, #}, A. I. Ksenofontov^a, and A. V. Dalechina^b

^a National Research Nuclear University MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute), Moscow, 115409 Russia

^b Neurosurgery Business Center (Moscow Gamma Knife Center), Moscow, 125047 Russia

[#]e-mail: toufik.medjadj@yahoo.fr

Received June 26, 2019; revised June 26, 2019; accepted July 16, 2019

Abstract—The aim of this work is to create a voxel phantom with the use of DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) images for verification of dosimetric Monte Carlo calculations of the Gamma Knife Perfexion. The voxel phantom has been created using the Labview program, and the Monte Carlo simulation has been carried out using the Penelope/PenEasy program. To simulate the radiation transfer using Penelope, it is required to specify the number and size of voxels along the x , y , and z axes, as well as the material and density in each voxel. The data used are computed tomography files of a real patient in the DICOM format with information about the type of study, the size of pixels, and the distance between them, etc., as well as the value of pixels in Hounsfield Units (HU). To create the voxel phantom, data from DICOM images have been imported and converted into a file readable by penEasy step by step:

— the first step involves importing information about the pixels to create the header of the file,

— the second step is to assign materials and densities to the HU units.

HU units are converted into the density, then are divided into four groups, and a material is assigned to each group for Monte Carlo simulation.

To save the computational time, the image resolution of 512×512 pixels is reduced to 256×256 pixels by removing one HU unit of even rows and columns from the original matrix. As a first result, the voxel phantom has been created using images in the DICOM format.

Keywords: DICOM, Hounsfield unit scale, voxel phantom, Labview program, Penelope/penEasy program

DOI: 10.1134/S2304487X19050055

REFERENCES

- Best R.C. Monte Carlo Modeling of the Gamma Knife Perfexion™, Wake Forest University, PhD thesis 2012.
- Battistoni G., Cappucci F., Bertolino N., Brambilla M.G., Mainardi H.S., Torresin A. FLUKA Monte Carlo simulation for the Leksell Gamma Knife Perfexion radiosurgery system: Homogeneous media // *Physica Medica*, 2013, vol. 29, no. 6, pp. 656–661.
- Pipek J., Novotný J., Kozubíková P. A modular Geant4 model of Leksell Gamma Knife Perfexion // *Phys Med Biol.*, December 2014, vol. 59, no. 24, pp. 7609–7623.
- Pappas E.P., Moutsatsos A., Pantelis E., Zoros E., Georgiou E., Torrens M., Karaikos P. On the development of a comprehensive MC simulation model for the Gamma Knife Perfexion radiosurgery unit // *Physics in Medicine & Biology*, 2016, vol. 61, pp. 1182–1203.
- DICOM Standard [Electronic resource] // DICOM® (Digital Imaging and Communications in Medicine): Available at: <https://www.dicomstandard.org/>
- Sempau J., Badal A., Brualla L. A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries—application to far-from-axis fields // *Med. Phys.*, November 2011, vol. 38, no. 11, pp. 5887–5895.
- IEC Subcommittee 62C Working. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Supplement 11 Radiotherapy Objects, DICOM RT Supplement 4 June 1997.
- Lev M.H., Gonzalez R.G. Hounsfield Scale [Electronic resource] // ScienceDirect: Available at: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/hounsfield-scale> (дата обращения: 07.05.2019).
- Schneider W., Bortfeld T., Schlegel W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions // *Phys. Med. Biol.*, February 2000, vol. 45, no. 2, pp. 459–478.
- What Is LabVIEW? [Electronic resource] // National Instruments: Available at: <http://www.ni.com/dask/shop/labview.html> (Day accessed: 21.April.2019).
- Vanderstraeten B., Pik Wai C., Fix M., Leal A., Mora G., Reynaert N., Seco J., Soukup M., Spezi E., De Neve W., Thierens H. Conversion of CT numbers into tissue parameters for Monte Carlo dose calculations: a multi-centre study // *Physics in Medicine & Biology*, 2007, vol. 52, no. 3.