

Хворостенко М. И.,
д-р мед. наук, ГУ «Днепропетровская
медицинская академия», г. Днепропетровск, Украина

Кихтенко И. Н.,
канд. мед. наук, ГУ «Днепропетровская
медицинская академия», г. Днепропетровск, Украина

Хворостенко Ю. М.,
канд. мед. наук, ГУ «Днепропетровская
медицинская академия», г. Днепропетровск, Украина

Гончар В. В.,
Днепропетровский клинический онкологический диспансер,
г. Днепропетровск, Украина

ПРОБЛЕМЫ КАЧЕСТВА ПЛАНИРОВАНИЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ НА КОМПЬЮТЕРНЫХ СИСТЕМАХ

Цифровая медицинская визуализация позволяет получить широкий спектр информации о состоянии исследуемых органах и тканях, которую можно оценить количественно, что дает преимущества не только в виде более точной диагностики состояния исследуемых объектов, оценки динамики проводимого лечения, но и позволяет использовать цифровые данные DICOM-файлов, которые являются международным стандартом медицинских изображений. Для обработки и анализа информации, ведущие фирмы по производству радиологического оборудования в своей продукции используют программу «eFilm». Особенности получаемых данных с помощью программы «eFilm» – изменчивость размеров пикселя и его походных: площади изображения, длины измеряемого участка, оптической плотности, что может создавать определенные проблемы при оценке полученных результатов и использовании их в диагностике и лечении больных.

Ключевые слова: лучевая терапия; оптическая плотность; пиксель; воксель.

Актуальность проблемы. Определение поглощенной дозы при планировании и проведении лучевой терапии является одним из факторов, обеспечивающих качество лечения онкологического больного. Использование ускорителей заряженных частиц, с их программным обеспечением позволяет провести облучение соблюдая равномерное распределение дозы с учетом энергии и вида излучения [1]. Современные средства планирования облучения дают возможность определить характер глубинного распределения дозы для различных видов излучений, применяемых в клинике, в любой точке интересующего объема облучения.

Вместе с тем, сложное, высокотехнологичное оборудование, которое сегодня применяется на каждом этапе планирования и лечения больного злокачественным новообразованием, допускает в своей работе определенный процент погрешностей, связанный с расчетом доз, а так же погрешностей самой измерительной техники [2]. Эти и другие причины не позволяют сегодня достигнуть значительных клинических эффектов в лечении онкологических больных [3].

Сегодня для планирования лучевой терапии, наиболее широко применяют данные, полученные с помощью рентгенкомпьютерной томографии (РКТ). Весь объем информации, об исследуемом объекте,

сохраняется в виде DICOM-файлов, являющихся международным стандартом медицинских изображений, которые поддерживаются национальными организациями по стандартам США, Японии и Европы. Крупнейшие производители радиологического оборудования – PICKER, GE, Siemens, HP, Philips, встраивают в оборудование КТ, МРТ, УЗИ, средства для обработки и анализа информации DICOM-файлов [4; 5]. Одним из наиболее распространенных является программа «eFilm».

Проведенный анализ компьютерных томограмм показал, что у разных больных, при исследовании на одном и том же аппарате РКТ, одной и той же области, при одинаковых режимах, измеряемые инструментами программы «eFilm» одни и те же объекты имеют разную размерность пикселя и плотность.

Учитывая, что в некоторых случаях, изображение нормы от патологии отделяют десятые доли миллиметра и несколько единиц Хаунсфилда (HU) оптической плотности, а пиксель (воксель) является главной структурой, на свойства которого ориентируются при современном планировании конформной лучевой терапии, решено более детально изучить некоторые его свойства [6].

Цель исследования – выявить скрытые резервы эффективного планирования лучевой терапии онколо-

гических больных, путем точного определения дозы, учитывающей размеры пикселя (вокселя) и неоднородности плотности, а так же корректность измерений данных изображения DICOM файлов для PKT программой «eFilm».

Объект исследования: свойства пикселя и его производных, определяемые программой «eFilm» и расчетным способом.

Материалы и методы. PKT проводили больным с опухолями мозга, на компьютерном томографе TOSHIBA Asteion Super 4.

Оценивали данные PKT поперечных срезов, с толщиной реконструкции 1,5 мм каждого среза, оригинальной программой обработки DICOM файлов для PKT-«eFilm» («Phillips Medical MXLiteView Version 1.22 MS»), с помощью которой определяли размеры пикселя, количество пикселей в заданном размере, площадь выбранного участка изображения и оптическую плотность разных участков изображения.

Для этого, выделяли на плоскости среза прямоугольным маркером «ROI Rectangle» измерительных инструментов программы «eFilm», участка изображения опухоли размером 1, 2, 3...28 пикселей, расположенных в ряд и примыкающих друг к другу. Таких участков на одном срезе было шесть – максимальное количество лимитируемое возможностью программы. Каждый из шести участков на изображении среза маркировался отдельным цветом: желтым, красным, зеленым, синим, голубым, сиреневым. Размеры выделенных полей, их площадь, количество пикселей, оптическую плотность автоматически определяли

программой и выводили на экран в виде цифровых значений по каждому выделенному полю. Полученные данные заносили в таблицы для последующего сравнения с данными, полученными ручным способом.

Размер пикселя рассчитывали путем деления длины изображения на их количество.

Расчёт длины изображения определяли путем умножения количества пикселей на их размер.

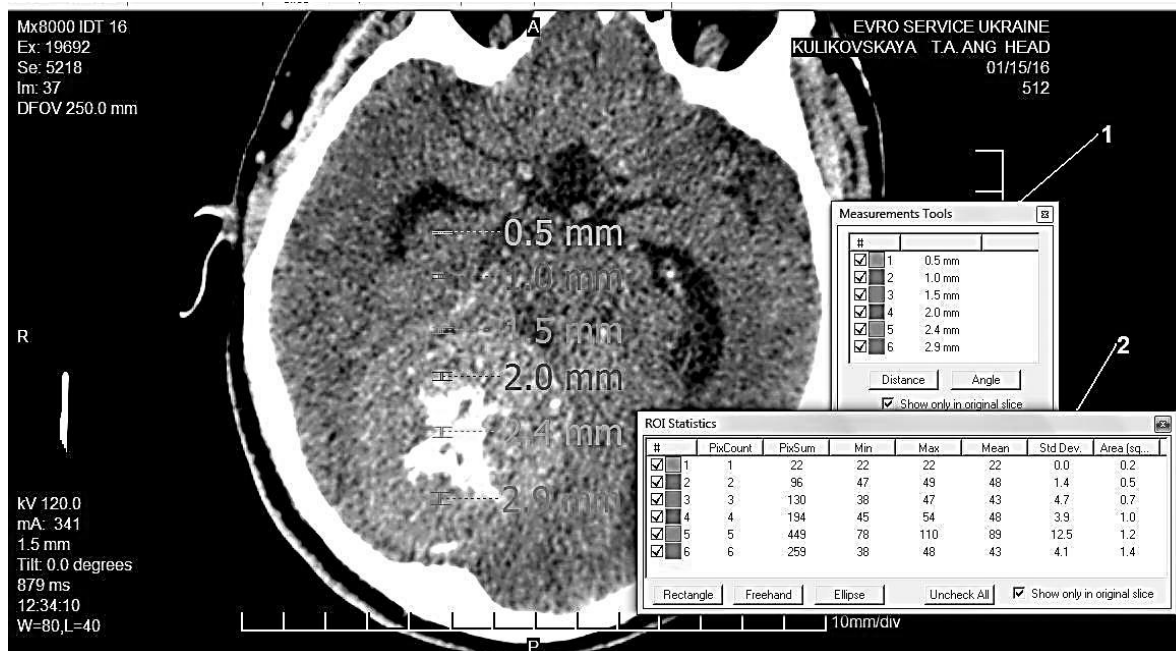
Площадь изображения вычисляли произведение ширины пикселя на его длину и количество.

Кроме опухоли определяли оптическую плотность различных участков среза вне изображения объекта исследования (черный фон). Для этого, квадратным маркером программы выделяли шесть участков размером в один пиксель каждый, с различным удалением по лучу от края контуров изображения среза головы. Полученные данные заносились в таблицы и анализировались.

Результаты и обсуждения

Главными структурными составляющими изображения, которые являются объектами при планировании лучевой терапии онкологическим больным это размер и оптическая плотность пикселей.

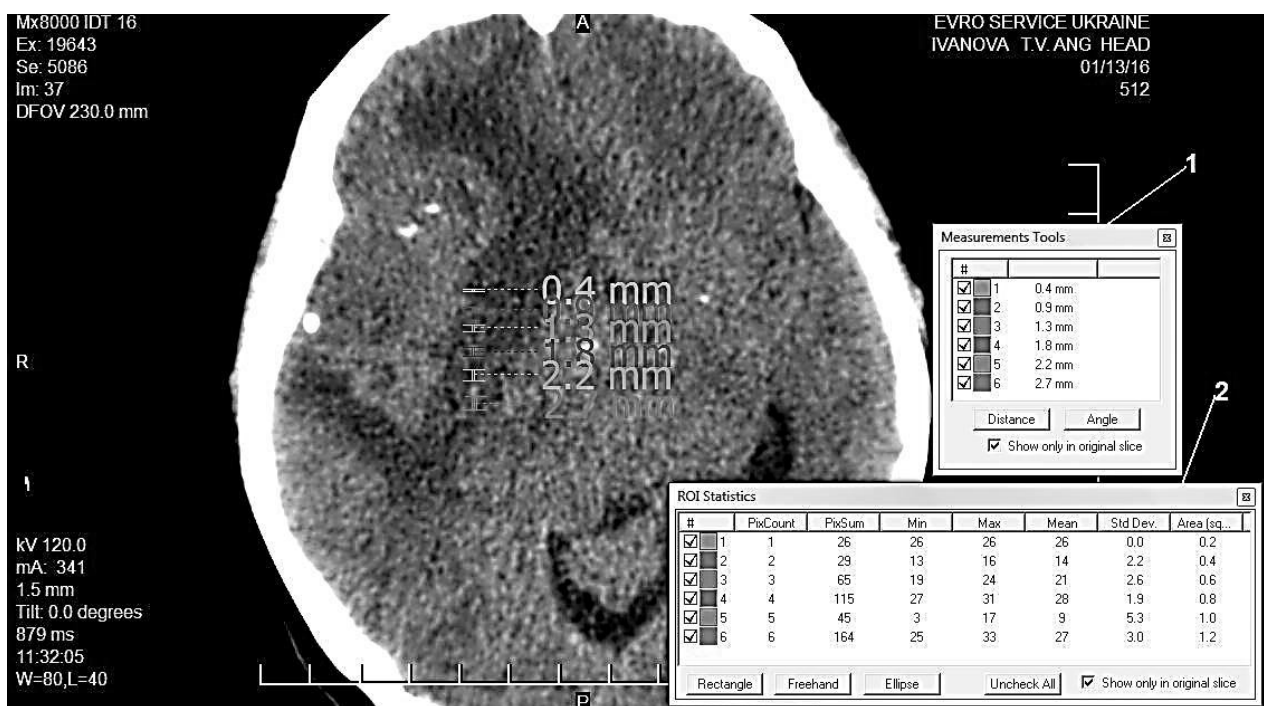
Нами проведено и проанализировано PKT головного мозга у больной К-ской Т. А. с менингиомой задней черепной ямки справа (ПГЗ № 3206–11 фибриллярная менингиома с единичными ксантоматозными тельцами) и менингиомой крыла основной кости справа (ПГЗ № 2772–3 переходная (смешанная) менингиома 1-й степени) у больной Ив-вой Т. В.



1) длина измеряемого отрезка; 2) количество пикселей, площадь, оптическая плотность
Рис. 1. Больная К-ская. Разный размер пикселей на изображении поперечного среза

На рис. 1. показаны результаты определения программой размеров изображения величиной 1–6 пикселей, а так же других величин, связанных с пикселем-длины выбранного участка, его площади. Начиная с

участка изображения в 5 пикселей (длиной 2,4 мм), расчет размера единичного пикселя показывает, что он имеет величину, меньшую 0,5 мм и равняется 0,48888 мм.



1 – длина измеряемого отрезка; 2 – количество пикселей, площадь, оптическая плотность
Рис. 2. Больная Ив-ва. Разный размер пикселей на изображении поперечного среза

На рис. 2 – размер единичного пикселя равен 0,4 мм, т. е. меньше на 0,1 мм чем на рис. 1. При длине, выделенной для изучения зоны в 2 пикселя видно, что она составляет 0,9 мм, что соответствует размеру пикселя – 0,45 мм, т. е. на 0,05 мм больше длины единичного пикселя.

Полученные данные программного определения размера пикселя, длины выделенного участка изображения, его площади, а так же расчетного размера пикселя, расчетной длины изображения и расчетной площади изображения занесены в таблицы 1 и 2.

Таблица 1

Размер пикселя и его производных у больной Ив-ой

Пиксели		Длина изображения (мм)		Площадь Area sq. (мм ²)	
Программа (количество)	расчет (размер, мм)	программа	расчет	программа	расчет
1	0,4	0,4	0,4	0,2	0,16
2	0,45	0,9	0,8	0,4	0,32
3	0,43333...	1,3	1,2	0,6	0,48
4	0,45	1,8	1,6	0,8	0,64
5	0,44	2,2	2,0	1,0	0,8
6	0,45	2,7	2,4	1,2	0,96
7	0,4428571	3,1	2,8	1,4	1,12
8	0,45	3,6	3,2	1,6	1,28
9	0,444...	4,0	3,6	1,8	1,44
10	0,45	4,5	4,0	2,0	1,6

Таблица 2

Размер пикселя и его производных у больной К-ской

Пиксели		Длина изображения (мм)		Площадь Area sq. (мм ²)	
Программа (количество)	Расчет (размер, мм)	программа	расчет	программа	расчет
1	0,5	0,5	0,5	0,2	0,25
2	0,5	1,0	1,0	0,5	0,5
3	0,5	1,5	1,5	0,7	0,75
4	0,5	2,0	2,0	1,0	1,0
5	0,48	2,4	2,5	1,2	1,25
6	0,48333...	2,9	3,0	1,4	1,5
7	0,4857142	3,4	3,5	1,7	1,75
8	0,4875	3,9	4,0	1,9	2,0
9	0,48888...	4,4	4,5	2,1	2,25
10	0,49	4,9	5,0	2,4	2,5

Как видно из данных, приведенных в таблицах, в обоих случаях, наблюдается некорректное определение программой «eFilm», размеров пикселя, длины выделенного изображения и его площади, значения которых перепроверили ручным арифметическим способом.

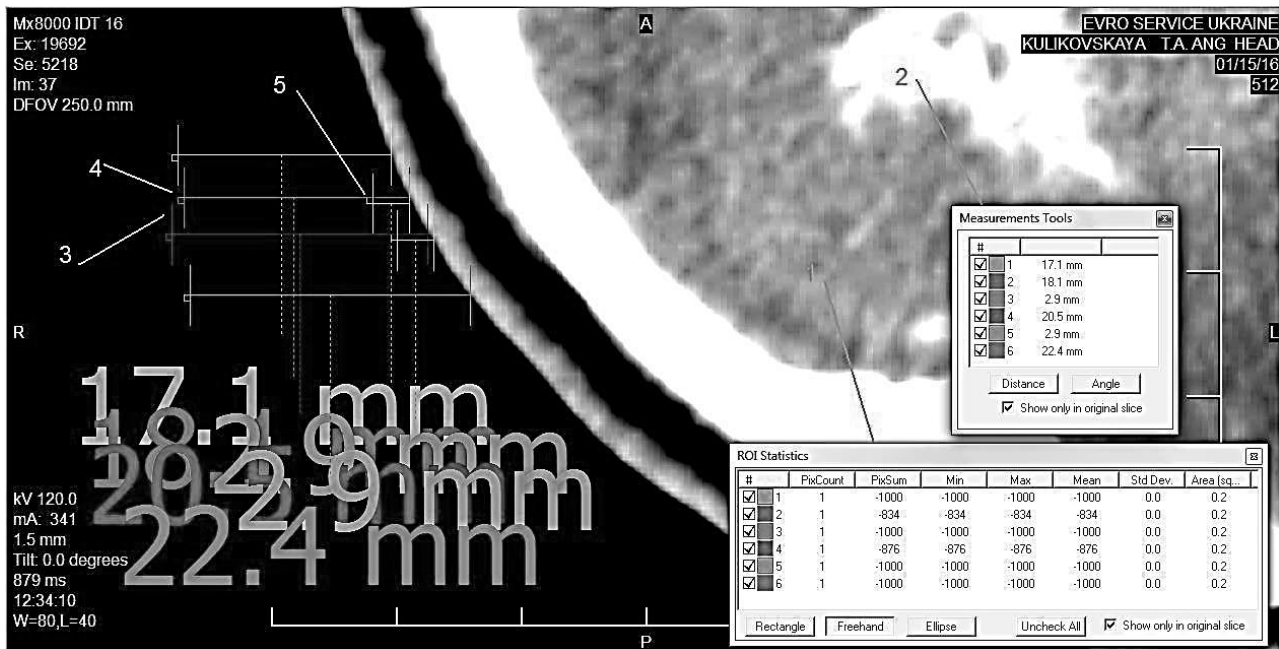
Размер пикселя, рассчитанный ручным способом составил 0,45 мм (4,5 мм длины изображения разделить на 10 пикселей). Определенный программой – 0,4 мм. Разница более 11 %.

Длина изображения составила 4 мм (10 пикселей x 0,4 мм длины одного пикселя). Определенная программой – 4,5 мм. Разница более 11 %.

Площадь изображения равна 1,5 мм² (0,4 мм x 0,4 мм x 10 пикселей). Площадь согласно программе – 2 мм². Отличие – 20 % (табл. 1).

Следует отметить, что в каждом случае, когда изображение включает в себя нечетное количество пикселей, их расчетный размер всегда новый. Например: при длине изображения в 9 пикселей (4,0 мм) размер одного пикселя равен – 0,4444... мм. Различия составили 10 %.

Разнообразие размеров пикселей в одном срезе делает вряд ли возможным корректное изучение свойств объекта, изображение которого представлено в подобном виде DICOM файла.



1 – оптическая плотность, площадь пикселей; 2 – расстояние от края пикселя до видимого края изображения среза; 3 – расположение пикселей в области «эталонного нуля» РКТ среза;

4 – пиксель с плотностью «-834HU» на 18,1 мм от края среза; 5 – пиксель с плотностью «-1000HU» на 2,9 мм от края среза

Рис. 3. Разнородность оптической плотности «эталонного нуля» РКТ среза б-ной К-ской

На рис. 3 видно, что оптическая плотность вне изображения исследуемой области («черный фон», «ноль пикселей изображения») колеблется от «-1000 HU» вблизи границы исследуемого объекта, до «-834 HU» на расстоянии в 7 раз дальше от него (табл. 3). Различия могут быть объяснены, по видимому, некорректностью работы программы.

Данные по распределению участков оптической плотности на «эталонном» поле с отсутствующим изображением исследуемого органа и расстояние этих участков до видимого края исследуемого органа представлены в таблице 3.

Таблица 3

Оптическая плотность «черного фона» среза РКТ

Участки	Плотность (HU)	% соответствия	Расстояние (мм)	разница (разы)
1	- 1000	-	17,1	-
По лучу	2	- 834	18,1	6,24
	3	- 1000	2,9	
По лучу	4	- 876	20,5	7,07
	5	- 1000	2,9	
6	- 1000	-	22,4	-

Из полученных результатов видно, что на поле, где не должно быть пикселей изображения, существуют участки, с оптической плотностью «-834 HU». Расположены эти участки на существенном расстоянии от края исследуемого объекта, далеко позади тех, у которых оптическая плотность «-1000 HU».

Наличие участков разнородной плотности вне изображения среза, на фоне «абсолютного нуля», не исключают возможность таких же артефактов и на главном объекте – изображении среза объекта. Это может негативно сказываться на результатах определения изменений в исследуемой области, а так же, на

формирование плана последующего лечения, в том числе и лучевого, если в основу будут положены некорректные данные.

Таким образом, проведенный анализ показал, что большая степень неопределенности полученных результатов, делает крайне сложным использование инструментов программы «eFilm» для решения прак-

тических и научных задач в медицине. В этой связи, одним из резервов улучшения качества планирования лучевой терапии онкологическим больным является усовершенствование программного обеспечения обработки и анализа DICOM файлов РКТ, применяемых для медицинских целей.

ЛИТЕРАТУРА

1. Klein E. E. Гарантия качества медицинских линейных ускорителей электронов / Доклад рабочей группы № 142 Комитета по лучевой терапии Американской ассоциации медицинских физиков / E. E. Klein, J. Hanley, J. Vayouth [et al.] Med. Phys. – 2009. – 36. – № 9. – P. 4197–4212 / перевод Т. Г. Ратнер ; под ред. Ю. В. Журова и И. М. Лебеденко // Медицинская физика. – 2010. – № 4. – С. 94–115.
2. Введение к «Руководству по выражению неопределенности измерения» и сопутствующим документам. Оценивание данных измерений / пер. с англ. под науч. ред. д-р техн. наук, проф. В. А. Слаева, д-р техн. наук А. Г. Чуновкиной. – СПб. : «Профессионал», 2011. – 58 с.
3. Мардынский Ю. С. Результаты применения режима ускоренного гиперфракционирования в лечении немелкоклеточного рака легкого / Ю. С. Мардынский, И. А. Гулидов, И. Н. Иванова [и др.] // Сибирский онкологический журнал. – 2010. – № 2(38). – С. 11–14.
4. Плотников А.В. Стандарт DICOM в компьютерных медицинских технологиях / А. В. Плотников, Д. А. Прилуцкий, С. В. Селищев. – М. : «Медицинская техника», 1997. – № 2. – С. 18–24.
5. Худякова Л. А. Применение стандартов передачи медицинских данных в телемедицинских системах / Л. А. Худякова, В. А. Шуляк // Электроника и связь. – № 4–5. – 2009. – Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии». – Ч. 2. – С. 203–205.
6. Мёллер Т. Б. Норма при КТ и МРТ исследованиях / Б. Торстен Мёллер, Эмиль Райф ; пер. с англ. ; [под общ. ред. Г. Е. Труфанова, Н. В. Марченко]. – 2-е изд. – М. : МЕДпрессинформ, 2013. – 256 с.

М. І. Хворостенко, І. М. Кіхтенко, Ю. М. Хворостенко,

ДУ «Дніпропетровська медична академія», м. Дніпропетровськ, Україна

В. В. Гончар,

Дніпропетровський клінічний онкологічний диспансер, м. Дніпропетровськ, Україна

ПРОБЛЕМИ ЯКОСТІ ПЛАНУВАННЯ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ НА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМАХ

Цифрова медична візуалізація дозволяє отримати широкий спектр інформації про стан досліджуваних органів і тканинах, яку можна оцінити кількісно, що дає переваги не тільки у вигляді більш точної діагностики стану досліджуваних об'єктів, оцінки динаміки проведеного лікування, а й дозволяє використовувати цифрові дані DICOM-файлів, які є міжнародним стандартом медичних зображень. Для обробки та аналізу інформації, провідні фірми по виробництву радіологічного обладнання в своїй продукції використовують програму «eFilm». Особливості одержуваних даних за допомогою програми «eFilm» – мінливість розмірів пікселя і його похідних: площі зображення, довжини вимірюваної ділянки, оптичної щільності, що може створювати певні проблеми при оцінці отриманих результатів і використанні їх в діагностиці і лікуванні хворих.

Ключові слова: *променева терапія; оптична щільність; піксель; воксель.*

M. I. Khvorostenko, I. N. Kikhtenko, J. M. Khvorostenko,

Dnepropetrovsk medical Academy of Health Ministry of Ukraine, Dnepropetrovsk, Ukraine

V. V. Gonchar,

Dnepropetrovsk municipal institution Clinical Oncology Center, Dnepropetrovsk, Ukraine

THE PROBLEMS OF QUALITY PLANNING IN RADIATION THERAPY COMPUTER SYSTEMS

The urgency of the problem. Determination of absorbed dose in the planning and radiotherapy is one of the factors ensuring the quality of care a cancer patient.

Today for planning radiation therapy, the most widely used data obtained by x-ray computer tomography (CT).

The CT analysis showed that different patients under the same conditions, the measured «eFilm» program instruments, the same objects have different pixel sizes and optical density.

The purpose of the study is to identify the hidden reserves of an effective radiation treatment planning of cancer patients by accurately determining the dose, taking into account the pixel size (voxel) and density inhomogeneities, as well as the correct measurement of the image data of DICOM files for CT program «eFilm».

Object of study: the properties of the pixel and its derivatives determined by the program «eFilm» and calculated way.

The materials and methods. RCT conducted in patients with brain tumors, for CT scanner Toshiba Asteion super 4.

Evaluated cross sections data of RKT, with a thickness of 1,5 mm reconstruction of each slice, the program processing DICOM files for CT – «eFilm» «Phillips Medical MXLiteView Version 1,22 MS».

It was determined the pixel size, the number of pixels in a predetermined size, the selected area of the image area and the optical density of different areas of the image.

The pixel size was calculated by dividing the length of the image on their number.

The calculation of the length of the image was determined by multiplying the number of pixels for their size.

The area of the image to calculate the product of the pixel width by its length and quantity.

In addition to the tumors was determined by optical density of different areas of the cut out image of the object of study (black background).

Results and discussion. The pixel size, the length of the selected image and the area defined by the program is «eFilm», re-checked manual arithmetic way.

The pixel size is calculated by hand, made of 0,45 mm. Program defined – 0,4 mm. The difference is more than 11 %. Image length was 4 mm. Program was determined to be 4,5 mm. The difference is more than 11 %. The image area is 1,5 mm². Region in the framework of the program – 2 mm². The difference is 20 %.

A variety of pixel sizes in one cut makes it hardly possible to correctly study the properties of the object the image of which is presented in a similar view DICOM file.

When determining the optical density is established, that the outside image of the study area («black background», «zero pixel images»), their values range from –1000 HU» near the boundary of the investigated object, to «-834 HU» at a distance of 7 times further away from him.

The presence of portions of dissimilar densities outside the image slice, against the background of «absolute zero», do not exclude the possibility of the same artifacts and in the main object image slice of the object. It may have a negative impact on the results of determining changes in the study area, as well as on the development of a plan for follow-up treatment, including radiation, if the basis will be based on incorrect data.

Thus, the analysis showed that a large degree of uncertainty of the obtained results, makes it extremely difficult using the tools of the program «eFilm» to solve practical and scientific problems in medicine. In this regard, one of the reserves of improving the quality of planning radiation therapy to cancer patients is the improvement of the software processing and analysis of CT DICOM files used for medical purposes.

Ключові слова: radiotherapy; optical density; pixel; voxel.