

УДК 621.386.8

ЦИФРОВЫЕ ПЛОСКОПАНЕЛЬНЫЕ ДЕТЕКТОРЫ В МЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМАХ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

А. К. Авакян¹, И. Н. Завестовская², Т. К. Лобжанидзе¹,
С. А. Полихов¹, В. П. Смирнов¹

В статье рассматриваются основные параметры цифровых плоскопанельных детекторов, требующие учета при разработке систем визуализации. Представлены различные факторы, оказывающие влияние на получаемое изображение. Представленные результаты экспериментальных исследований подтверждают необходимость выполнения коррекции изображений.

Ключевые слова: цифровой плоскопанельный детектор, темновой ток, передаточная характеристика, остаточный сигнал, дефектный пиксель.

Введение. Методы дистанционной лучевой терапии получили широкое применение в лечении онкозаболеваний. Решением задачи по контролю за положением и формой мишени явилось применение систем получения проекционных изображений внутренней анатомии пациента. Интеграция такого типа устройств в аппараты лучевой терапии позволяет проводить высокопрецизионный метод лучевой терапии – IGRT (Image Guided RadioTherapy).

В дистанционной лучевой терапии такого рода системами визуализации оснащаются все современные аппараты, в том числе и создаваемый по проекту Министерства образования и науки комплекс лучевой терапии КЛТ-6.

Качество получаемых изображений должно позволять проводить процедуру совмещения по мягким тканям. Корректная процедура совмещения возможна при достаточном качестве контрастного разрешения. Данный параметр определяет возможность разделить на изображении мишень от близлежащих тканей и рассчитывается по следующей формуле:

$$CNR = \frac{|I_1 - I_2|}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}},$$

¹ АО “Научно-исследовательский институт технической физики и автоматизации”, Россия, Москва, Варшавское ш., 46.

² ФИАН, 119991 Россия, Москва, Ленинский пр-т, 53; e-mail: INZavestovskaya@mephi.ru.

где I_1 – среднее значение ед. Хаунсфилда в области мишени, I_2 – среднее значение ед. Хаунсфилда в области близлежащих тканей, σ_1 – стандартное отклонение I_1 , σ_2 – стандартное отклонение I_2 . В случае, если $CNR \geq 1$, то можно считать, что мишень выявляется на изображении. Из того, что мишень и близлежащие ткани по линейному коэффициенту ослабления близки, и размер мишени существенно больше пикселя изображения, следует, что $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma$. Учитывая данное условие, получаем, что:

$$|I_1 - I_2| \geq \sqrt{2} \cdot \sigma.$$

Разница между I_1 и I_2 имеет очень небольшое значение, порядка 10 ед. Хаунсфилда, что приводит к тому, что стандартное отклонение должно быть не более 7 ед. Хаунсфилда. Такая точность достижима исключительно на диагностических КТ. Современные томографы в коническом пучке не позволяют достичь столь высоких точностей, однако тенденция показывает рост качества изображений, и связано это с улучшением параметров детекторов рентгеновского излучения.

Основная цель использования плоскопанельных детекторов – получение в цифровом формате информации о пространственном распределении прошедшего через пациента рентгеновского излучения с дальнейшей обработкой данных различными алгоритмами. Полученное дозное распределение несёт информацию о внутренней структуре объекта контроля и формирует так называемое изображение.

Заложённая в основу плоскопанельного детектора аморфная кремниевая фотодиодная матрица имеет разброс параметров от пикселя к пикселю, что приводит к несоответствию истинного и зарегистрированного распределения интенсивности рентгеновского излучения по детектору.

В данной статье приведены основные параметры детектора с непрямым преобразованием, влияющие на качество изображения, и описана природа их возникновения. Эксперименты проводились на плоскопанельном детекторе PaxScan 4343CB фирмы Varian (Пало-Альто, Калифорния, США).

Описание плоскопанельных детекторов. Рассматриваемая в данной статье модель детектора относится к системам с непрямым преобразованием поглощённой энергии рентгеновского излучения в электрический сигнал с помощью сцинтиллятора [1].

В данном исследовании эксперименты проводились на детекторе PaxScan 4343CB фирмы Varian, реализованном на полупроводниковой подложке из аморфного кремния с покрытием сцинтиллятором из CsI:Tl. Линейные размеры детектора – 43×43 см², размер матрицы – 3072×3072 пикселя, шаг пикселя (питч) – 139 мкм. Детектор имеет

возможность производить аналоговый биннинг в режимах 1×1 , 2×2 , 3×3 . Разрядность АЦП – 16 бит. Величина выходного цифрового сигнала выражается в ADU (Analog-Digital Unit).

Влияние параметров детектора на изображение. Технологические особенности строения a-Si детектора оказывают влияние на конечный результат и для получения максимально информативных и достоверных данных необходимо учитывать следующие факторы: темновой ток; неоднородность передаточной характеристики пикселей; остаточный заряд накопительного конденсатора; дефектные пиксели.

Темновой ток. Одним из факторов, влияющих на качество получаемого изображения, является свойственное полупроводниковой электронике наличие темнового тока. Данный параметр обусловлен несколькими параметрами, основным из которых является тепловой шум. Значение темнового тока зависит от температуры окружающей среды, материала и размера активной области и может быть разным для каждого пикселя в матрице детектора [2].

Влияние темнового тока можно оценить, получив данные с детектора при отсутствии излучения. Результатом будет являться темновое изображение.

Т а б л и ц а 1

Характеристики темновых изображений для разных режимов работы детектора

№	Режим	Сигнал темнового изображения, ADU	Сигнал темнового изображения по отношению к сигналу насыщения, %	Среднеквадратичное отклонение сигнала темнового изображения, ADU
1	3×3 , 1024×1024 , аналоговое усиление – 4	5440	8.32	638
2	1×1 , 3072×3072 , аналоговое усиление – 10	2776	4.24	51
3	1×1 , 1024×1024 , аналоговое усиление – 4	3330	5.09	173
4	2×2 , 1024×1024 , аналоговое усиление – 4	5982	9.15	615

В табл. 1 представлены данные о темновых изображениях для четырех режимов работы детектора. Среднее значение сигнала темнового изображения вычислялось по области, занимающей 10% площади изображения. Доля сигнала темнового изображения от значения насыщения рассчитывается по формуле $\frac{\text{сигнал темнового изображения}}{\text{сигнал насыщения}} \times 100\%$, где сигнал насыщения равен 2^{16} ADU. Разброс величины сигнала темнового изображения для области определяется среднеквадратичным отклонением и представлен в табл. 1.

Из табл. 1 можно сделать следующие выводы: величина сигнала темнового изображения может составлять порядка 9% значения насыщения, и разброс значений темнового сигнала между пикселями детектора достигает порядка 12%.

Для правильной коррекции необходимо рассматривать каждый пиксель как самостоятельный элемент.

Неоднородность передаточной характеристики пикселей. Передаточная характеристика выражает связь между входным и выходным сигналами системы. Для плоскостельного детектора под передаточной характеристикой подразумевается зависимость величины цифрового сигнала от поглощенной дозы рентгеновского излучения.

В процессе считывания с матрицы детектора сигнал проходит этапы сборки, усиления и оцифровки. От пикселя к пикселю эти процессы могут отличаться и, тем самым, каждый пиксель детектора имеет свою собственную передаточную характеристику [3–5]. Разброс значений может достигать от 2 до 3%.

Остаточный заряд накопительного конденсатора. В процессе считывания данных с матрицы детектора в динамическом режиме наблюдается эффект остаточного сигнала. Данный эффект заключается в том, что полученный в текущем изображении сигнал вносит вклад в сигнал на последующих изображениях. На изображении данный эффект проявляется в виде “хвоста”, тянущегося по траектории перемещения яркого объекта на темном фоне. Причины возникновения эффекта объясняются свойствами полупроводниковой считывающей электроники детектора и подробно разобраны в работах [6–8].

Для оценки влияния эффекта остаточного сигнала выполняется анализ серии изображений, следующих непосредственно после засветки детектора единичным рентгеновским импульсом. Величина остаточного сигнала выражается в процентах от сигнала, возникшего при облучении. Значение остаточного сигнала может достигать 1–2%.

Дефектные пиксели. Дефектным пикселем считается такой пиксель, у которого какой-либо параметр, отвечающий за конечную величину сигнала, отличается от заданного значения, определяемого требованиями на качество изображения.

Общее количество пикселей в детекторе может достигать 9.5 млн. Такое количество неизбежно приводит в процессе изготовления детектора к статистическим отклонениям характеристик некоторых пикселей. Данные отклонения могут иметь статистическую природу (напр., толщина и структура сцинтиллятора конкретного пикселя) или являться дефектами производства (неисправность полупроводниковой электроники или канала передачи сигнала пикселя, некорректные строки и столбцы на краях детектора) [9].

Помимо производства, дефектные пиксели появляются в ходе естественного старения при нормальной эксплуатации детектора, а также при нарушении норм эксплуатации. Для корректной работы с устройством необходимо регулярно проводить диагностику расположения дефектных пикселей. Набор данных о положении дефектных пикселей на конечном изображении называется картой дефектных пикселей.

По особенностям проявления на изображении дефектные пиксели можно поделить на две группы [10]:

- шумящие пиксели – пиксели, демонстрирующие нестабильное от изображения к изображению значение на темновых изображениях;
- пиксели с некорректной передаточной характеристикой.

Критерий присвоения пикселю статуса “дефектный” вытекает из требований на точность получаемых значений.

Результаты. В ходе проведенных исследований определены основные параметры плоскопанельного детектора, требующие учета при сборе и обработке данных. Продемонстрирован ряд факторов, влияющих на качество получаемого изображения.

Каждый пиксель детектора является отдельным независимым элементом, обладающим своим индивидуальным набором характеристик.

На любом изображении, полученном с детектора, перманентно присутствует темновой ток, его вклад достигает 9% от значения насыщения. Сигнал темнового изображения аддитивно складывается с полезным. Среднее значение темнового сигнала изменяется в ходе работы детектора под влиянием внешних условий.

Разброс параметров передаточной характеристики достигает порядка 2–3%. Неравномерность особенно проявляется при сравнении соседних столбцов матрицы и вносит существенные артефакты в изображение. При рабочих значениях дозы облучения цифровой сигнал линейно зависит от дозы.

Величина остаточного сигнала на первом изображении после единичной рентгеновской засветки составляет порядка 1–2%, а для серии засветок – 3%.

По природе проявления дефектные пиксели подразделяются на шумящие и с некорректной передаточной характеристикой. Выявление дефектных пикселей при построении карты основано на требованиях к соответствующим параметрам пикселя.

Вышеперечисленные факторы проявляются на изображении одновременно и суммарно вносят искажения, качественно снижающие информативность данных.

Заключение. Рассмотренные в работе результаты экспериментальных исследований демонстрируют влияние собственных свойств цифрового плоскочувствительного детектора на получаемые изображения. В общем случае влияние имеет существенный негативный характер и влечет за собой потерю полезной информации.

Причины проявления большинства из свойств детектора известны и объясняются конструктивными решениями, свойствами материалов, методикой преобразования и передачи сигнала. При учёте индивидуальных особенностей каждого устройства, существует возможность полной или частичной компенсации отрицательного вклада в изображение путем программных калибровок и коррекций.

Учет выявленных в ходе данной работы факторов, влияющих на параметры детектора, позволит разработать методику калибровки, применение которой приведет к улучшению конечного изображения и повышению диагностических свойств устройства при решении задач медицинской рентгеновской визуализации.

Примечание. Работа подготовлена в рамках выполнения соглашения между Минобрнауки России и АО “НИИТФА” о предоставлении субсидии от 03.10.17 г. № 14.582.21.0011 “Создание и передача на клинические испытания образца импортозамещающего комплекса лучевой терапии на базе инновационного оборудования (6 МэВ ускорителя и конусно-лучевого томографа)”. Уникальный идентификатор соглашения RFMEFI58217X0011.

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] T. Gomi, K. Koshida, T. Miyati, et al., Journal Of Digital Imaging **19**(4), 362 (2006).
- [2] Richard T. Scott, Karin Topfer, and John W. DeHority, “Dark correction for digital X-ray detector”. Патент США от № US7832928 от 16.11.2010.
- [3] Beutel Jacob, Kundel Harold L., Van Metter, and Richard L. Handbook of Medical Imaging, Volume 1. Physics and Psychophysics (Bellingham, Wash, SPIE Press, 2000).
- [4] J. Jean-Pierre Moy, Jean-Pierre Moy, B. Bosset, and B. Bosset, Proc. SPIE **3659**, Medical Imaging: Physics of Medical Imaging (1999). <http://doi.org/10.1117/12.349555>.

- [5] Floyd C. E. Jr, Warp R.J., Dobbins J. T. 3rd, *Radiology* **218**(3), 683 (2001).
- [6] Jongduk Baek and Norbert J. Pelc, *Medical physics* **38**(6), 2995 (2011).
- [7] J. Starman, *PhD Thesis* (Stanford University, Stanford, 2010).
- [8] L. Di Sopra, *Master's thesis* (School of Engineering Sciences in Chemistry, Biotechnology and Health, Stockholm, Sweden, 2015).
- [9] T. Wengender, M. Newhouse, E. Meisenzahl, and J. McGarvey Патент США № US20030179418A1 от 19.03.2003.
- [10] K. Bavendiek and U. Ewert, “Digital Detector Arrays (Flat Panel Detectors)”.
<https://www.ndt.net/article/imagingNDE2007/Bavendiek2.pdf>.

Поступила в редакцию 24 октября 2018 г.