

УДК 615.47 + 616-7

Е.В. Волков, С.И. Мирошниченко, д-р техн. наук

Модель тракта 3D рентгенотелевизионной системы

Очередным этапом развития компьютерной томографии (КТ) является разработка аппаратов на основе детекторов в виде динамических плоских панелей. Применение такой схемы сокращает время получения итогового 3D изображения, поскольку для получения данных необходим один оборот системы «излучатель - детектор». Возрастает разрешающая способность, в том числе и благодаря возможности смещения пациента максимально близко к рентгеновскому детектору. Возможно использование не микрофокусных излучателей, что подтверждено расчетами частотно-контрастной характеристики системы. В качестве плоских панелей могут использоваться надежные, относительно недорогие многосенсорные ПЗС структуры с высоким пространственным разрешением. Формирования 3D образов может быть получено в воображении врача рентгенолога при наблюдении вращающихся объектов на экране монитора. Перечисленные факторы позволяют строить новое поколение недорогих рентгеноскопических систем с режимами 3D и КТ.

Flat-panel volume computed tomography (VCT) systems enables imaging of entire organs in one axial acquisition. Higher spatial resolution in such systems can be obtained because of moving patient closer to the digital receptor. It can be used not microfocus X-ray tubes, that is shown at the optical transfer function. Stands for such CT system become simpler. As flat panels reliable, comparatively not expensive CCD sensor array structure with good spatial resolution can be used. 3D image can be formed in radiologist's mind when revolving object is shown on the monitor's screen. Enumerated factors make it possible to construct new generation of inexpensive fluoroscopic systems with 3D and CT modes.

Ключевые слова: плоские панели, рентгенотелевизионные системы, компьютерная томография, многосенсорные структуры, объемные изображения.

Введение

Современная клиническая медицина немалым без мощного диагностического обеспечения, так как невозможно выработать и своевременно корректировать план адекватного лече-

ния. В основе такого обеспечения лежит использование высоких технологий лучевой диагностики, позволяющей визуализировать патологические и нормальные ткани организма человека.

Первый томограф для всего тела был установлен в 1974 г., и к концу 1970-х годов техническая эволюция компьютерной томографии была в основном завершена. Появление спирального компьютерно-томографического сканирования вызвало дальнейшее быстрое развитие томографов, что привело к расширению диагностических возможностей, созданию техники 3D-отображений и ангиографии. Следующим достижением было появление многосрезовой компьютерной томографии в 1998 г. Эта технология существенно расширила эксплуатационные качества компьютерных томографов: она превратила компьютерную томографию из метода получения аксиальных изображений в 3D-метод [1], который позволяет создавать изображения высокого качества в произвольных плоскостях и образует основу для все более расширяющегося ряда 3D-приложений, включая виртуальную эндоскопию.

Современным продолжением развития компьютерной томографии является системы томографии с плоскими панелями, также иногда называемые томографией с коническим пучком излучения [3]. Благодаря такой технологии улучшения в пространственном (приблизительно 0,4 мм в плоскости и 0,5 мм по оси z) разрешении за короткий период времени (больше 100 проекций в секунду) позволило реализовать визуализацию тонких анатомических структур, что ранее не было возможным.

1. 3D рентгенотелевизионной системы с плоскими панелями

Компьютерная томография с применением плоских панелей является логическим продолжением развития многосрезовой (мультиспиральной) томографии (рис.1). Для реализации такой схемы рентгеновский пучок расширяют и покрывают им все поле детектора. При этом рама (гентри) совершает только вращательное движение вокруг пациента на 180° или 360°. Несколько упрощая можно сказать, что томография с плоскими панелями представляет собой традиционную мультиспиральную компьютерную томографию, в которой ряды детекторов (16, 64 или даже 320) заменены на цифровой приемник в виде плоской панели [4].

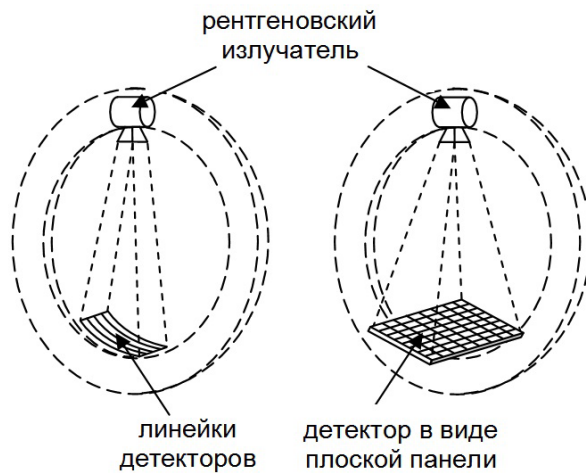


Рис. 1. Мультиспиральная компьютерная томография и томография с плоскими панелями

Приемник в виде плоской панели имеет большее покрытие по оси сканирования, что позволяет получать снимки целых органов, таких как, человеческий мозг, сердце, почки или печень, за один оборот системы «рентгеновская трубка – приемник».

Использование плоских панелей позволяет реализовать изотропные воксели (элементы объемного изображения) для большой области человеческого тела. Чем более изотропен массив данных тем выше качество 3D реконструкции [5]. Качество изображений повышается с уменьшением вокселей, но это относится только к пространственному разрешению, дальнейшее истончение толщины среза снижает соотношение «сигнал-шум» [6].

Формирование 3D изображения возможно реализовать двумя способами. Вычислительным методом по КТ срезам, как и в классической КТ, так и с использованием естественного механизма формирования 3D образа в мозгу врача рентгенолога. Такой механизм возникает при отображении вращающихся объектов на экране монитора, что легко реализуемо за счет построения рентгентелевизионного фильма показа всех проекций за одно вращение системы «излучатель – детектор».

2. Типы плоских панелей

Три сформировавшиеся направления конструирования цифровых рентгеновских приемников в виде плоских панелей предоставляют возможность выбора между использованием многоматричной системы, системы на основе использования аморфного кремния и преобразующего слоя из CsI или плоских панелей на основе аморфного селена.

Плоская панель рентгентелевизионной системы с использованием аморфного кремния и

преобразующего слоя из CsI состоит из фотодиодной подложки из аморфного кремния в оптическом контакте с рентгеновскими экранами из игольчатых сцинтилляционных нитей CsI [7]. Наличие плотно упакованных сцинтилляционных нитей и тем самым повышает разрешающую способность экрана. Свет, падающий на каждый фотодиод, генерирует вторичные электроны, который накапливаются в собственной емкости фотодиода. На подложке фотодиодной матрицы имеются коммутирующие цепи для кадрового и построчного съема электрических зарядов с элементов матрицы. Причиной создания приемников на основе аморфного кремния было стремление к построению интегральной микросхемы по размеру соответствующей анатомическим размерам человека и уменьшению размеров пассивных и активных элементов. Наиболее часто применяемый размер фотодиодной матрицы 43x43 см. К недостаткам таких систем относится сложный и дорогой технологический процесс производства тонких структур на основе аморфного кремния.

Другая реализация плоских панелей основана на использовании тонкопленочных полевых транзисторов с покрытием из аморфного селена. Обычно используется аморфный селен как материал полупроводника, потому, что он имеет высокую рентгеновскую чувствительность и дает возможность получить изображение с хорошим пространственным разрешением [1]. Такие детекторы отличаются от других тем, что в них поглощенная энергия рентгеновского излучения преобразуется непосредственно в регистрируемые электрические импульсы, минуя промежуточные этапы преобразования рентгеновских фотонов в оптические и оптических в электрические сигналы. Однако существует ряд существенных недостатков технологии использования аморфного селена. В частности производство сенсоров необходимых размеров на основе аморфного селена достаточно сложная и дорогостоящая технологическая операция [7]. Другими недостатками являются ухудшение чувствительности детектора при эксплуатации за счет разрушения p-n переходов в транзисторах рентгеновским излучением и необходимость использования высоковольтных источников питания.

Плоские панели на основе аморфного кремния и аморфного селена имеют разрешающую способность – 3,5 ... 3,6 п.л./мм и высокую квантовую эффективность обнаружения $DQE = 0,4 \dots 0,7$ на низких частотах (табл. 1, столб. 2 и 3) [8].

Таблица 1. Примеры существующих плоских панелей

Приемник	Pixium 4600	DirectRay	Иона-P-4343	Xineos
Фирма	Trixell	Direct Radiology	Телеоптик	Dalsa
Способ регистрации	Csl + a Si	a Se + a Si	48 ПЗС сенсоров	4 CMOS сенсора
Размер поля, мм	426x432	350x430	430x430	130x130
Разрешение пл/мм	3,5	3,6	4,6	5,0
DQE(0)	0,7	0,45	0,4	0,7

Третьим направлением построения плоских панелей является использование рентгеновизуальной многосенсорной структуры (SA – sensors array) в которой матрицы ПЗС формирующие частичные (парциальные) изображения. Из таких изображений в последствии формируется общее выходное изображение [1]. Каждая ПЗС матрица имеет связь с общим экраном при помощи отдельного объектива. При использовании автокалибровки по перекрывающимся участкам полей зрения сенсоров на собранном изображении присутствуют все точки исходного рентгеновского изображения, а границы парциальных изображений визуально не обнаруживаются.

В целом следует отметить, что использование SA структур открывает перед конструкторами широкие возможности гибкого проектирования всех видов цифровых рентгеновских приемников:

- позволяет в их конструкции применять хорошо отработанные электронные компоненты;
- дает возможность оптимизировать конструкции рентгеновских приемников по технико-экономическим и эксплуатационным характеристикам;
- обеспечивает высокую надежность и ремонтпригодность.

Сравнение различных вариантов построения плоских панелей (табл. 1) [8] свидетельствует, о том, что первые два варианта имеют более высокое DQE, однако меньшую разрешающую способность по сравнению с третьим вариантом.

В последние годы интенсивно развиваются многосенсорные структуры, в которых используются CMOS матрицы и волоконно-оптические каналы связи сенсоров с преобразующим экраном (табл. 1, столб. 5). При этом одновременно реализуется как высокое пространственное разрешение (5...10 пл/мм), так и повышенная квантовая эффективность обнаружения (до

0,5...0,8). Это создает дополнительные перспективы для построения томографических и 3D систем на основе плоских панелей.

3. Конфигурация рентгеновизуальной системы с плоскими панелями

Существует два варианта расположения исследуемого объекта относительно системы «рентгеновский излучатель – детектор». Первый – когда объект исследования максимально смещен в сторону плоской панели, и второй – когда объект расположен на равном расстоянии между рентгеновской трубкой и плоской панелью (рис. 2). В обоих приведенных конфигурациях центры вращения систем «рентгеновский излучатель – детектор» совпадают с геометрическим центром объекта исследования.

Одним из факторов ухудшения качества рентгеновского изображения является размытие или нечеткость изображения, обусловленная конечными размерами фокусного пятна рентгеновского излучателя (рис. 3) [9]. Значение нечеткости, будет увеличиваться прямо пропорционально размеру фокусного пятна рентгеновской трубки и расстоянию от объекта до детектора рентгеновского излучения. Наоборот, нечеткость будет уменьшаться при уменьшении расстояния «объект – детектор».

Нечеткость изображения может быть определена с использованием функции размытия точки (ФРТ) [10]. Частотно-контрастная характеристика системы может быть получена применением преобразования Фурье к ФРТ. Частотно-контрастные характеристики (ЧКХ) для двух вариантов расположения объекта исследования относительно излучателя (рис. 4) свидетельствует о том, что большей детальностью и пространственным разрешением обладают изображения полученные при смещении объект к детектору. Поскольку чем шире полоса ЧКХ тем больше разрешение получаемых изображений.

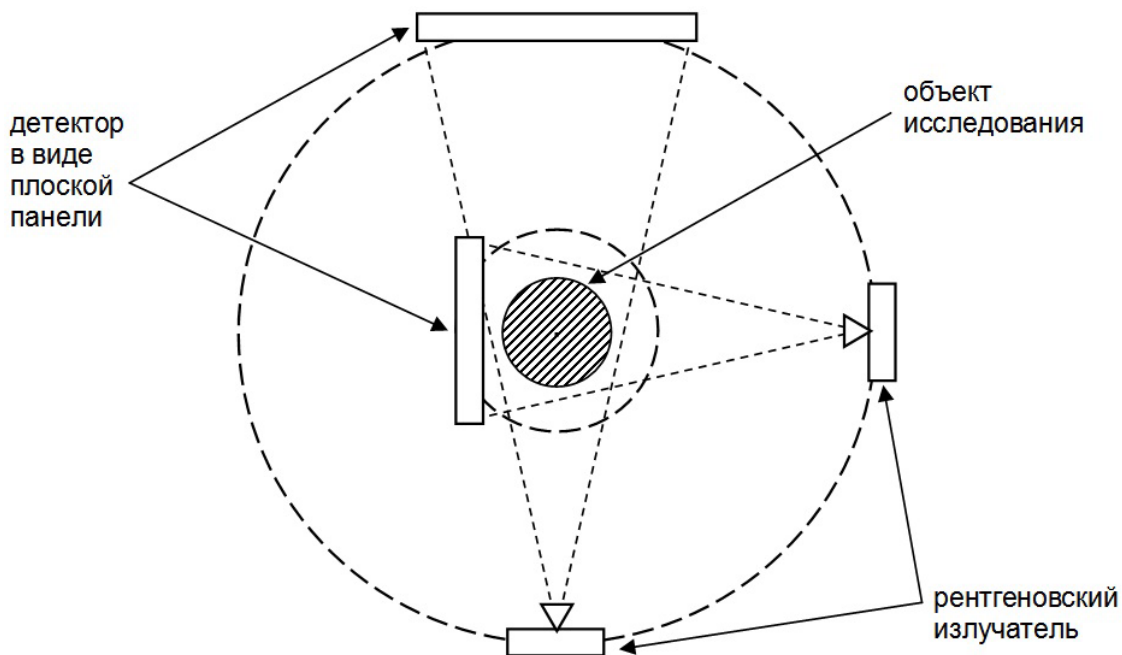


Рис.2. Расположение объекта исследования относительно систем рентгеновский излучатель – детектор

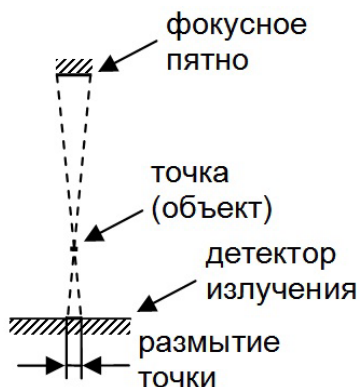


Рис. 3. Размытие точки, обусловленное конечными размерами фокусного пятна

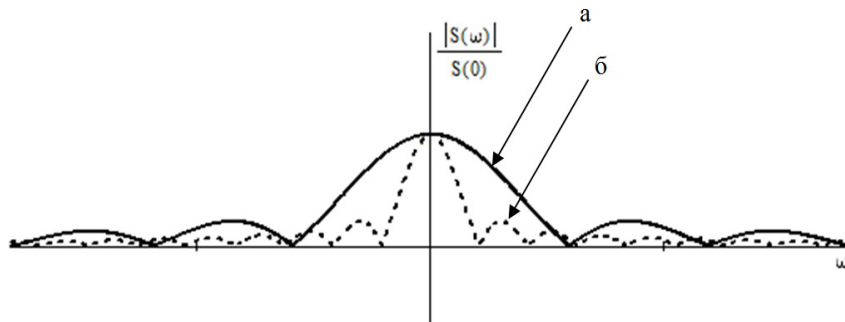


Рис.4. Частотно-контрастная характеристика система: а – объект исследования смещен к детектору, б – объект исследования находится по центру между излучателем и детектором

Расстояние от излучателя до детектора в обоих случаях выбрано одинаково. Вариант «б» с расположением объекта по центру между излучателем и детектором рассматривался с вдвое меньшим размером фокусного пятна 0,6 мм. Следовательно при смещении объекта исследования к детектору излучения возможным является использование не только микрофокусных рентгеновских трубок.

Выводы

1. Размер плоских панелей (чаще всего 43x43 см) меньше размера детекторов КТ аппаратов (около 1 м), поэтому представляется возможным применение схемы с расположением объекта исследования возле детектора рентгеновского излучения. Что в свою очередь уменьшает размытие изображения и позволяет

использовать не микрофокусные рентгеновские трубки.

2. 3D изображение при применении плоских панелей можно получить за один поворот вокруг объекта исследования, а не путем обработки срезов в спирали. То есть быстрее, что уменьшит размытие органов при их физиологическом движении. Применение плоских панелей повышает разрешение 3D изображений.

3. Реализация схемы на плоских панелях позволяет существенно упростить применяемые штативы (гентри). Такая схема может быть реализована на основе базовой рентгенографической системы (БРС) или С-дуги. В совокупности с относительно небольшой стоимостью плоских панелей появляется возможность строить новое поколение недорогих рентгеноскопических систем с режимами 3D и КТ, которые составят конкуренцию классической КТ.

4. Формирование 3D изображения можно получить как вычислительным путем по КТ срезам, так и путем формирования 3D образа в во-обращении врача рентгенолога при наблюдении вращающихся объектов на экране монитора. При этом важное значение приобретает разработка программ определения расстояний и углов на вращающихся изображениях, выделение зон и объемов в 3D изображениях.

Литература

1. Блинов Н.Н., Костылев В.А. Физические основы рентгенодиагностики. – М.: АМФ-Пресс, 2002. – 74 с.
2. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии. – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.
3. Rajiv G., Arnold C. Cheung Flat-Panel volume CT: fundamental principles, technology and applications // Radio graphics. Volume 28, number 7, 2008. p. 2009-2023.
4. Прокол М., Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография. – М.: МЕДпресс-информ, 2006. – 416 с.
5. Baba R., Ueba K., Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT // Dentomaxillo-facial radiology. Number 33, 2004. p. 285-290.
6. Хоффер М. Компьютерная томография. Базовое руководство. – М.: Мед. Лит., 2008. – 224 с.
7. Олейник В.П., Кулиш С.Н. Аппаратные методы исследования в биологии и медицине. – Харьков.: Нац. Аэрокосм. ун-т. «Харьк. авиац. Ин-т.», 2004. – 110 с.
8. Мирошниченко С.И., Невгасимый А.А. Теория и техника многосенсорных цифровых рентгеновских приемников // Невский радиологический форум 2009: материалы. С.109-111
9. Блинов Н.Н., Владимиров Л.В. Рентгенодиагностические аппараты. – М.: Медицина, 1976. – 240 с.
10. Губарени Н.М. Вычислительные методы и алгоритмы малоракурсной компьютерной томографии. – К.: наук. думка, 1997. – 328 с.