Цифровой рентген: от альфы до гаммы

Привет Хабр!

Давно чесались руки написать что-нибудь доброе и вечное о цифровой рентгенографии, коей занимаюсь уже как 5 лет. О себе – 12 лет в разработке железа. Начинал как конструктор, потом была схемотехника, разработка печатных плат, разработка документации, работа с ЧПУ, интеграция HW/SW, управление проектами, маркетинг. В общем – с миру по нитке.

Мы занимаемся разработкой и производством в РФ цифровых плоскопанельных рентгеновских детекторов для промышленности и медицины. Если кто забыл, что такое рентген – смотрим «Опыт рентгеноскопии в домашних условиях», «Самодельный рентгеновский компьютерный томограф», но не забываем про вред ионизирующего излучения во время домашних экспериментов.

Для кого все это нужно?

В первую очередь для медиков, это самый крупный рынок. Пленочный рентген изживает свой век, в крупных городах везде стоит цифра.

Во вторую – силовым структурам и безопасникам. В досмотровых сканерах используется детектор в виде узкой линейки, но когда необходимо получить высокое качество изображения, например при провозе запрещёнки в неожиданных местах человеческого организма или поиске закладок/жучков в оборудовании, используют плоскопанельный детектор.

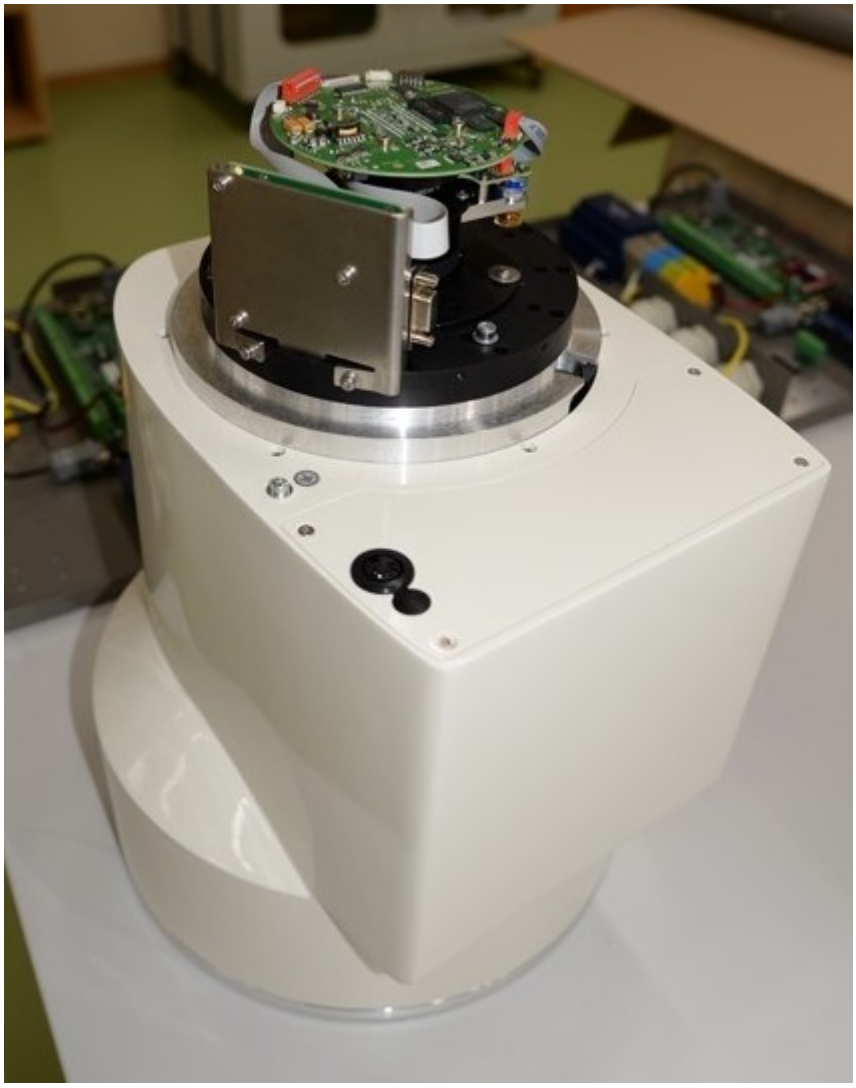
В третьих – производственникам. Это контроль качества сварки, отливок, пайки металлов и монтажа электронных компонентов. Если сварка и отливки еще плотно сидят на аналоге, ибо стандарт по использованию цифрового рентгена вышел в РФ только в 2017 году, то серьезные операторы линий по монтажу плат имеют за душой рентгеновский контроль как-минимум BGA чипов.

Минутка истории

Первым регистратором рентгеновского излучения стала пленка, она выпускается в виде кассет разных размеров и чувствительности, принцип работы – реакция светочувствительного вещества на рентген и последующая проявка/усиление. Трудно, долго, ошибся в процессе экспозиции – узнаешь об этом после проявки.

Естественно природная лень толкала на поиск более удобного пути и им стала компьютерная рентгенография (CR). На входе имеем запоминающую фосфорную пластину, она сохраняет скрытое рентген изображение. Чтобы увидеть результат пластину помещают в оцифровщик, где ИК лазер сканирует всю поверхность, а фотосенсор фиксирует люминисценцию. Таким образом получают цифровое изображение и потом затирают предыдущее засветкой. Диаметр лазерного пучка (25-100 мкм) определяет разрешение системы. Проще чем аналог, но не моментально. Пластины хватает на несколько тысяч экспозиций.

Далее прогресс рождал различные системы моментального преобразования, например, усилитель рентгеновского изображения (УРИ). УРИ позволял работать в режиме реального времени, хоть и с искажениями. Принцип работы – на входе стоит люминофор (сцинтиллятор), порождающий видимый свет, который порождает на фотокатоде электроны, которые ускоряются и снова регистрируются люминофором, потом стоит линза и ПЗС сенсор. Непросто да? Одним из плюсов такой системы была возможность фокусировки электронного пучка и масштабирование изображения, минусы – геометрические искажения рентгенооптического преобразователя (РЭОП) и его размер. Весить это добро могло под 50 килограмм. Выглядит УРИ примерно так (видна ПЗС камера и громадина РЭОПа):



Следующий этап – детекторы на основе ПЗС матриц. Это уже современность, тот же сцинтиллятор, оптика и сам сенсор. Плюсы – высокое разрешение, от 2kx2k. Минусы – размер ПЗС сенсора порядка 2x2 см, вспоминаем фотоаппараты. Используется в микротомографии, как дешевый аналог плоскопанельных детекторов.

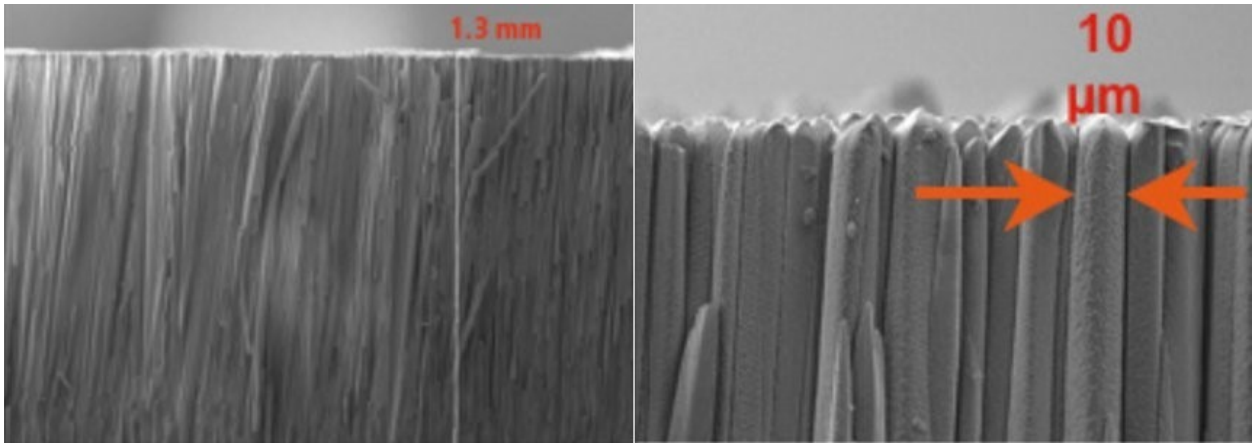
Наши дни

Почти все современные детекторы строятся на основе КМОП или TFT матриц, мы делаем на КМОП. Размер матрицы от 10x10 см до 40x40 см, что уже неплохо. КМОП матрицы

меньше чем TFT, но пиксель 25-70 мкм. TFT при размерах 40x40 см имеют пиксель 130-200 мкм. Когда необходима высокая чувствительность (маммография, микротомография) обычно ставят КМОП, в остальных случаях TFT. Все сенсоры производит Азия.

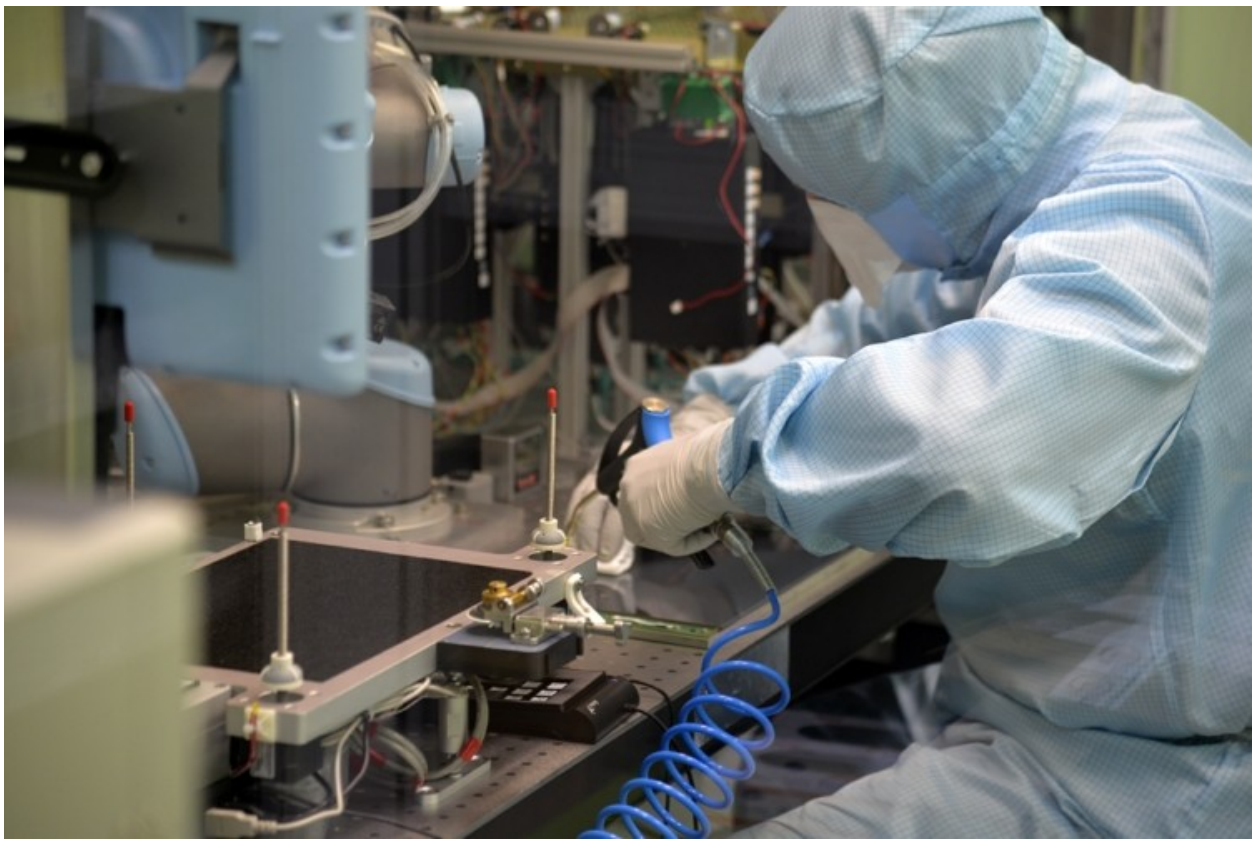
Схема детектора изображена на рисунке. Рентгеновское излучение преобразуется в оптическое с помощью слоя сцинтиллятора. Так как КМОП-сенсор не очень любит ионизирующее излучение, отделяем его от люминофора волоконно-оптической плитой (ВОП). ВОП тоже не простая, а с добавками церия, чтобы не темнела со временем под рентгеном.

Как правило материал сцинтиллятора это йодид цезия (CsI) или оксисульфид гадолиния (GadOx). Отличаются они структурой, CsI это игольчатые кристаллы, по которым свет проходит как по волокну, GadOx – сплошной слой, в котором сильны эффекты рассеяния. Вот так выглядит кристалл йодида цезия:



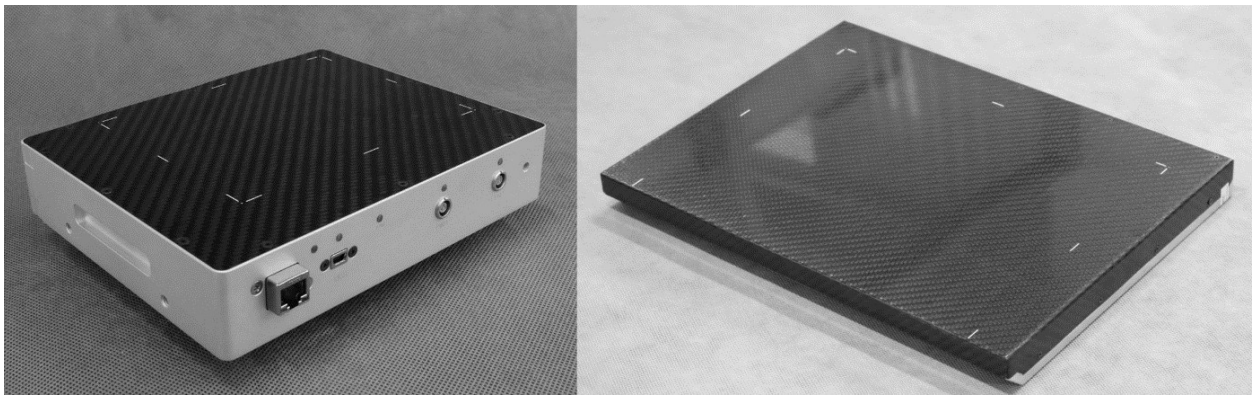
Преобразование рентгена в свет и прохождение через толщу люминофора достаточно сложный процесс, играет всё: толщина, тип нанесения (кристаллы лучше растить сразу на ВОП), энергия излучения. Останавливаться на этом детально не буду, кто хочет узнать больше про чувствительность – читаем «X-Ray Detector Characterization — a comparison of scintillators». Грубо – до энергии 60 кВ используют GadOx, выше 100 – CsI, в серединке оба варианта. Для справки: маммография это диапазон от 20 до 40 кВ, обычная медицина от 50 до 150 кВ, промышленность от 150 до 450 кВ.

Да, совсем забыл, собирать все это добро в единый блок просто так нельзя, нужна чистая комната и оборудования для совмещения сенсоров с максимальной точностью, у нас получается уложиться в 1 пиксель.



В качестве протокола передачи данных часто используется GigE Vision/Genicam, так как в качестве физического уровня выступает гигабитный Ethernet. При большом размере матрицы и динамическом режиме работы его уже не хватает, приходится использовать Full CameraLink или оптоволокно.

В итоге детекторы выглядят так:



Снимать можно сварку, керамику, металпорошковую печать, платы с BGA чипами, лабораторных животных и делать томографию небольших объектов. Если кому интересно и есть свежие идеи по применению – пишите, будем рады.