

Введение

Среди методов неразрушающего контроля (НК) качества материалов и изделий значительное место занимает радиационный контроль с использованием рентгеновского излучения. Радиационным методам и системам отдают предпочтение при контроле качества сварных и паяных соединений; контроле качества литья, газо- и нефтепроводов; элементов и конструкций автомобильного, железнодорожного и авиационного транспорта; агрегатов химического и энергетического машиностроения.

В последние годы произошли качественные изменения в системах радиационного НК прежде всего благодаря появлению новых детекторов радиационных изображений, а также интенсивному внедрению цифровых технологий получения, обработки и анализа изображений. При использовании таких детекторов рентгеновское излучение, прошедшее через контролируемый объект, с помощью электронных средств преобразуется в электрические сигналы, которые затем оцифровываются, обрабатываются и используются для формирования цифрового изображения контролируемого объекта. Цифровое изображение объекта содержит информацию о его внутренней структуре и может формироваться непосредственно во время просвечивания, т. е. в реальном времени. Такой метод радиационного контроля называют цифровой радиографией.

Отличительной особенностью цифровой радиографии является отсутствие промежуточных носителей информации (радиографических пленок, запоминаящих пластин), которые требуют длительных операций экспонирования, обработки и считывания информации. Соответственно отсутствие таких промежуточных носителей позволяет значительно повысить производительность и снизить стоимость радиационного контроля. Цифровое изображение может быть обработано для улучшения снимка, имеется возможность хранения и копирования снимка (в т.ч. передача его в любую точку мира с сохранением его качества без существенных затрат).

В данной работе рассмотрены возможности цифровой радиографии с использованием детекторной матрицы ShadoCam.

Цель работы, основываясь на программном пакете детекторной матрицы, разработать методику проведения цифровой радиографии в диапазоне энергий рентгеновского излучения от 40 до 80 кэВ.

Актуальность работы заключается в том, что в настоящее время методика работы с такими детекторами отсутствует.

1 Обзор литературы

Обзор посвящен наиболее применяемым современным системам радиационного неразрушающего контроля. Рассмотрены как традиционные системы с промежуточными носителями информации (пленочная радиография, электро-радиография, компьютерная радиография), так и перспективные цифровые системы реального времени без промежуточных носителей информации.

Системы радиационного НК состоят из трех основных частей: источника излучения, контролируемого объекта и детектирующего устройства. В зависимости от типа применяемого детектирующего устройства системы радиационного НК можно классифицировать следующим образом (рис. 1): системы с промежуточными носителями информации и системы реального времени без промежуточных носителей информации [1]. Системы с промежуточными носителями называют также системами с запоминанием изображения.

В системах с промежуточными носителями информации (с запоминанием изображения) радиационное изображение детектируется и запоминается на каком-либо носителе (радиографическая пленка, запоминающая пластина), а затем осуществляется считывание и перевод изображения в цифровой формат. Такие системы могут выполнять радиационный контроль только неподвижных объектов.

К системам с промежуточными носителями информации относятся пленочная радиография, электрорадиография и компьютерная радиография на основе запоминающих пластин.

Системы реального времени без промежуточных носителей информации позволяют выполнять радиационный контроль как неподвижных, так и подвижных объектов в реальном времени. Они подразделяются на системы непрямого преобразования и системы прямого преобразования.

В системах непрямого преобразования теневое радиационное изображение с помощью сцинтилляционных экранов преобразуется вначале в световое,

которое затем преобразуется в электрический сигнал. Далее электрический сигнал используется для формирования выходного изображения системы НК.

В системах прямого преобразования теневого радиационное изображение непосредственно преобразуется в электрический сигнал, который используется для формирования выходного изображения. Отсутствие промежуточных носителей информации, затратных материалов, дополнительного оборудования и операций, с ними связанных, снижает расходы на радиационный контроль с помощью таких систем и значительно повышает его оперативность.



Рисунок 1 – Классификация систем радиационного НК

1.1 Системы радиационного НК с промежуточными носителями информации

1.1.1 Системы на основе пленки

Радиографическая пленка до сих пор является наиболее широко используемым детектором ионизирующего излучения. Изображение контролируемого объекта формируется на пленке, представляющей собой прозрачную основу с нанесенным на нее желатином с суспензией кристаллов галогенида серебра (AgBr). После просвечивания проводится химическая обработка пленок и счи-

тывание информации, компьютерная обработка информации, утилизация пленок с целью регенерации серебра.

Радиографические пленки делят на два класса: предназначенные для использования без усиливающих экранов и пленки для использования с усиливающими экранами.

Усиливающие экраны подразделяют на металлические, флуоресцентные и флуорометаллические [1]. Усиливающее действие металлических экранов основано на дополнительном экспонировании пленки вторичными электронами, выбитыми ионизирующим излучением из тонкой свинцовой или свинцово-оловянной фольги металлического экрана. Эти электроны практически полностью поглощаются пленкой, повышая ее плотность почернения. Совместно с пленкой обычно используют пару экранов, размещая их по обе стороны пленки.

Усиливающее действие флуоресцентных экранов основывается на преобразовании люминофором экрана части ионизирующего излучения в оптическое. Пленка поглощает приблизительно 1 % рентгеновского излучения, достигающего к ней, в то время как рентгеновский экран поглощает значительно большую его часть, а свечение экрана почти полностью поглощается пленкой. Благодаря этому значительно сокращается время экспозиций. Однако значительное уменьшение времени экспозиции при использовании флуоресцентных экранов сопровождается потерей разрешающей способности системы экран-пленка. Основной причиной этого является большой размер зерна люминофора. Средний размер зерна безэкранный пленки составляет порядка 0,5...1,0 мкм, а размер зерна флуоресцентных экранов равен около 10 мкм, т.е. приблизительно на порядок больше.

Флуорометаллические экраны сочетают в себе слой свинцовой фольги со слоем люминофора, т. е. являются комбинацией металлического и флуоресцентного экранов. Такие экраны дают существенное снижение времени экспозиции пленки, незначительно ухудшая ее разрешающую способность.

Технологический процесс пленочной радиографии включает следующие процедуры: зарядка кассет, просвечивание контролируемого объекта и экспонирование пленки, химическая обработка пленки, ее сушка, анализ результатов с помощью негатоскопа, компьютерное сканирование, утилизация отходов. Поэтому пленочная радиография наиболее трудоемка, имеет малую производительность и высокую стоимость. Объемы применения пленочной радиографии с каждым годом уменьшаются в связи с появлением и совершенствованием новых систем детектирования радиационных изображений.

1.1.2 Системы на основе электрорадиографических пластин

При проведении электрорадиографического контроля используют полупроводниковые селеновые пластины, состоящие из металлической алюминиевой подложки, на которую нанесен слой фотополупроводника - аморфного селена. Толщина селенового слоя составляет 100...500 мкм [2].

Процесс получения электрорадиограммы состоит из следующих этапов. Для придания пластине с полупроводниковым слоем чувствительности на поверхность слоя наносится равномерный по площади электрический заряд. В процессе нанесения заряда высокое напряжение (5...7 кВ) подводится к электродам, размещенным над пластиной. В воздушном промежутке между электродами и слоем селена возникает коронный разряд. Образовавшиеся в процессе разряда ионы воздуха оседают на селеновом слое. В зависимости от полярности напряжения, подаваемого на электроды, на поверхность селенового слоя может быть нанесен либо положительный, либо отрицательный потенциал относительно подложки. После зарядки пластину закрывают светонепроницаемым кожухом и она готова к экспонированию.

Экспонирование заряженной пластины осуществляется ионизирующим излучением, прошедшим через контролируемый объект. Взаимодействуя с селеновым слоем, излучение генерирует свободные носители заряда (электронно-дырочные пары) и уменьшает его электрическое сопротивление. В результате

уменьшения сопротивления нейтрализуется заряд, нанесенный на слой. Причем нейтрализация заряда пропорциональна интенсивности излучения, взаимодействующего с пластиной. В результате на поверхности фотополупроводникового слоя образуется скрытое электростатическое изображение, которое проявляется при опылении поверхности селенового слоя мелкодисперсным заряженным порошком - электрографическим проявителем. Интенсивность оседания порошка на пластине также пропорциональна значению остаточного заряда.

Далее проявленное видимое порошковое изображение переносят на другой носитель, который используют для анализа и хранения электрорадиограммы. Электрорадиографическое изображение, как и изображение на пленке, может быть отсканировано, обработано и проанализировано с помощью компьютерных программ.

1.1.3 Системы на основе запоминающих пластин

В компьютерной радиографии для получения изображения вместо пленки применяются специальные запоминающие пластины многократного пользования. Для запоминания изображений в пластине использован люминофорный слой с фотостимулируемой памятью - сложное химическое соединение. Чаще всего используются соединения типа $BaFBr_{1-x} : Eu^{2+}$.

После экспонирования пластину вставляют в специальный сканер, в котором она сканируется лазерным пучком [2]. Поскольку считывание скрытого изображения, сформированного на запоминающей пластине во время ее экспонирования, возможно лишь с использованием компьютерной техники, радиационный контроль с помощью таких систем получил название компьютерной радиографии.

Отличие запоминающих пластин от радиографической пленки - возможность их многократного использования.

Запоминающие пластины гибкие и подобно пленке могут принимать форму контролируемого объекта. Из процесса компьютерной радиографии ис-

ключена химическая обработка пленки, время получения изображения составляет от 1...2 мин. Изображения сохраняются в электронном виде и могут подвергаться цифровой обработке с целью улучшения выявления дефектов.

К недостаткам таких систем можно отнести высокую стоимость комплекта оборудования для компьютерной радиографии, а также невозможность выполнять контроль в реальном времени.

1.2 Системы радиационного НК реального времени без промежуточных носителей

1.2.1 Системы на основе рентгеновских электронно-оптических преобразователей (РЭОП)

В таких системах преобразователем рентгеновского излучения в видимое является РЭОП, который одновременно выполняет функции усилителя яркости изображений.

Рентгеновский электронно-оптический преобразователь представляет собой электровакуумный прибор с давлением $1 \cdot 10^{-7}$ мм рт. ст., схема которого приведена на рис. 2. На входе РЭОП расположен экранно-катодный узел, состоящий из сцинтилляционного экрана 1 и находящегося с ним в оптическом контакте фотокатода 2. Экран 1 преобразует теневое рентгеновское изображение в видимое. Фотокатод 2 под действием световых фотонов за счет внешнего фотоэффекта испускает электроны, которые ускоряются и фокусируются электронно-оптической системой РЭОП. Электронно-оптическая система образована электродами 3 – 5, на которые относительно экранно-катодного узла подаются определенные высокие напряжения. Ускоренные и сфокусированные электроны бомбардируют выходной экран 6, изготовленный из мелкозернистого люминофора и расположенного на внутренней стороне выходного окна РЭОП. В результате такой бомбардировки электронами люминофорный экран 6 преобразует электронное изображение в видимое изображение высокой яркости. Преобразование входного рентгеновского изображения в выходное сопро-

вождается уменьшением его размера приблизительно в 10 раз. Таким образом, в РЭОП имеет место тройное преобразование изображения: рентгеновского в видимое, видимого в электронное и электронного вновь в видимое.

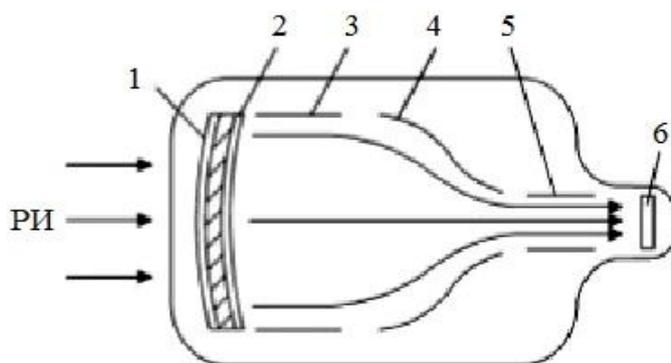


Рисунок 2 – Рентгеновский электронно-оптический преобразователь:

1 – сцинтилляционный экран; 2 – фотокатод; 3–5 – электроды электронно-оптической системы; 6 – выходной экран; РИ – рентгеновское излучение.

Диаметр выходного экрана составляет 20, 25, 30 или 35 мм. Входные сцинтилляционные экраны у современных РЭОП изготавливают в основном из иодида цезия CsI.

Изображение, сформированное на выходном экране РЭОП, с помощью оптической системы переносят на вход преобразователя свет-сигнал телевизионной камеры. В качестве преобразователей свет-сигнал в современных телевизионных камерах применяются матрицы на основе приборов с зарядовой связью (ПЗС-матрицы). Электрический видеосигнал с выхода телевизионной камеры подают на телевизионный монитор, на котором воспроизводится рентгенотелевизионное изображение контролируемого объекта, а также в компьютер для обработки, анализа и архивирования изображений.

Системы на основе РЭОП и телевизионной камеры широко применяются для НК объектов, движущихся со скоростью до 3 м/мин. Недостатками систем на основе РЭОП являются высокая стоимость, большие габариты и масса, чувствительность к вибрациям и ударам.

1.2.2 Системы на основе приборов с зарядовой связью

Такие системы имеют ряд преимуществ перед системами на основе РЭ-ОП: возможность смены сцинтилляционного экрана, что позволяет изменять параметры системы; простота конструкции; малые габариты и масса; низкая стоимость и др. Схема системы на основе приборов с зарядовой связью «сцинтиллятор–ПЗС» приведена на рис. 3.

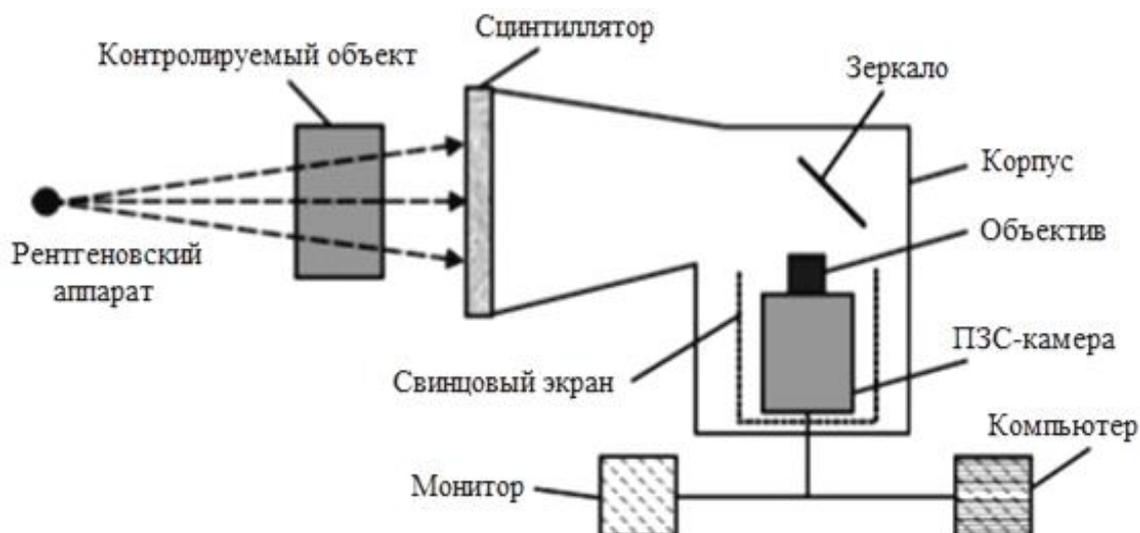


Рисунок 3 – Схема системы «сцинтиллятор-ПЗС»

Сцинтилляционный экран преобразует рентгеновское изображение контролируемого объекта в видимое. Перенос видимого изображения с экрана на ПЗС-матрицу телевизионной камеры происходит с поворотом на 90° , поскольку оптическая система состоит из объектива и зеркала. Для защиты от прямого рентгеновского излучения, которое может приводить к деградации ПЗС-матрицы, телевизионная камера заключена в защитный свинцовый экран.

В качестве сцинтилляционного экрана в таких системах применяют монокристаллические экраны на основе иодида цезия, активированного таллием CsI(Tl), и порошковые экраны на основе оксисульфида гадолиния, активированного тербием $Gd_2O_2S(Tb)$ [3].

Разрешающая способность таких систем, зависящая от разрешающей способности экрана и ПЗС-матрицы, а также размера рабочего поля.

Для увеличения размера рабочего поля и разрешающей способности таких систем необходимо применять ПЗС-матрицы больших размеров с большим количеством пикселей, что приводит к увеличению габаритов, массы и стоимости таких систем. Увеличение габаритов и стоимости таких систем обусловлено также сложностью изготовления светосильных объективов для ПЗС-матриц больших размеров.

Для преодоления указанных трудностей было предложено считывать изображение со сцинтилляционного экрана несколькими ПЗС-матрицами (от 4 до 88). Каждая ПЗС-матрица (сенсор) формирует частичное (парциальное) изображение. Изображения от каждого отдельного сенсора при обработке сшиваются и формируется результирующее изображение объекта. Такая многосенсорная технология позволила создать относительно недорогие и оптимальные по параметрам рентгеновские детекторы [4].

1.2.3 Системы на основе плоскопанельных детекторов

В детекторах непрямого преобразования (типа «сцинтиллятор-полупроводник») используется промежуточное преобразование ионизирующего излучения в видимое. В детекторах прямого преобразования ионизирующее излучение непосредственно преобразуется в электрический сигнал. Наиболее распространенными в настоящее время являются плоскопанельные детекторы непрямого преобразования.

В качестве плоскопанельных детекторов «сцинтиллятор-полупроводник» чаще всего используются панели на основе аморфного кремния (a-Si) в комбинации со сцинтиллятором из оксисульфида гадолиния Gd_2O_2S , активированного Tb или Eu, либо из иодида цезия CsI, активированного Tl или Na [5].

Плоскопанельные детекторы непрямого преобразования являются сборками фотодиодов с нанесенным на них сцинтиллятором на активной матрице, управляемой тонкопленочными транзисторами.

Емкость фотодиода в исходном состоянии заряжена до напряжения U . При облучении светом она разряжается тем больше, чем больше интенсивность света на фотодиоде. При считывании тонкопленочный транзистор открывается, и емкость снова заряжается через считывающий усилитель до напряжения U . Величина заряда емкости преобразуется усилителем считывания в напряжение, которое подается на аналого-цифровой преобразователь.

Максимальные размеры плоскочастотных детекторов «сцинтиллятор-полупроводник» составляют 40×40 см, а разрешающая способность – до 10 пар лин./мм, что соответствует размеру пикселя 50 мкм.

В плоскочастотных детекторах прямого преобразования полупроводниковый слой располагается непосредственно на матрице тонкопленочных транзисторов (рис. 4). В полупроводниковом слое при воздействии рентгеновского излучения внутри полупроводника генерируются электронно-дырочные пары. Под действием приложенного напряжения возникает электронный ток, который усиливается с помощью считывающей электроники и используется для формирования изображения контролируемого объекта.

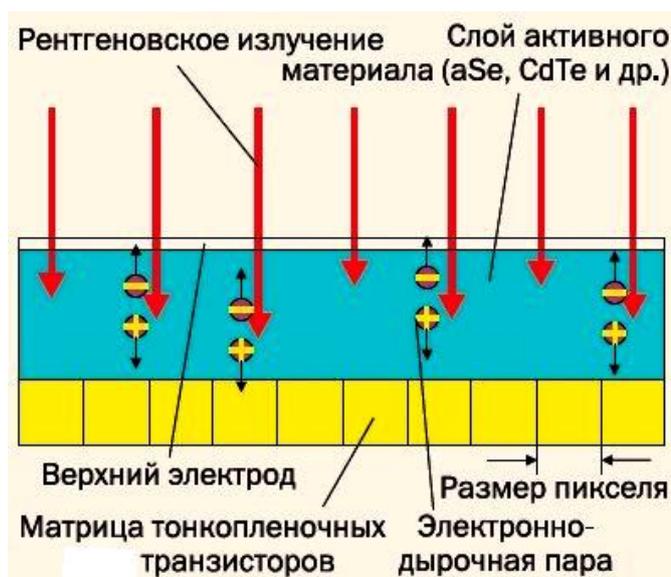


Рисунок 4 – Схема регистрации рентгеновского излучения плоскочастотным детектором прямого преобразования

Наиболее распространенными вариантами детекторов прямого преобразования являются панели на основе аморфного селена ($a\text{-Se}$) и монокристаллического теллурида кадмия (CdTe). В первом случае матрица тонкопленочных

транзисторов покрывается слоем аморфного селена, что позволяет преобразовать рентгеновское излучение напрямую в цифровой сигнал без использования сцинтилляторов. Недостатком детекторов на основе аморфного селена является узкий диапазон рабочих температур. Как при работе, так и при хранении температура детектора должна находиться в диапазоне от 5 до 30 °С для того, чтобы избежать кристаллизации селенового слоя.

Плоскопанельные детекторы прямого преобразования на основе CdTe могут работать в более широком температурном диапазоне. В комплекте с плоскопанельными детекторами обычно поставляется специальное программное обеспечение для их калибровки и коррекции дефектных пикселей [6].

Калибровка плоскопанельных детекторов, наряду с коррекцией дефектных пикселей, является одной из важнейших операций. Разработаны специальные методики калибровки и вычитания собственных шумов, позволяющие практически полностью скорректировать изображения и получить максимально достижимые отношения сигнал/шум детекторов.

Для коррекции дефектных пикселей используется специальный алгоритм. Этот алгоритм усредняет сигналы от соседних пикселей, используя это среднее значение для дефектных пикселей. Каждый пиксель имеет восемь ближайших соседних пикселей (за исключением тех, которые находятся на краю детектора). Если, по крайней мере, три из них считаются хорошими, тогда возможна операция усреднения их для получения значения дефектного пикселя.

К недостаткам плоскопанельных цифровых детекторов можно отнести высокую стоимость, критичность к условиям окружающей среды.

1.2.4 Системы на основе сканирующих линейных детекторов

Все рассмотренные выше системы не пригодны для контроля крупногабаритных объектов. Контроль таких объектов (багажа, ручной клади, посылок, контейнеров, транспортных средств и т. п.) осуществляется с помощью линейных детекторов, работающих по принципу сканирования. Такие преобразовате-

ли представляют собой линейку детекторов либо прямого преобразования (например, типа CdTe, CdZnTe и др.), либо непрямого преобразования рентгеновского излучения (типа сцинтиллятор-кремниевый фотодиод) (рис. 1). В этом случае регистрация рентгеновских квантов происходит за счет их преобразования в сцинтилляторе в видимый свет и последующего детектирования этого света фотодиодом.

В таких системах изображение формируется в результате просвечивания узким пучком излучения контролируемого объекта, который движется с постоянной скоростью относительно детектора (рис. 5). Сканирующие системы на основе линейки детекторов могут иметь длину в несколько метров, что позволяет сканировать объекты больших размеров [7].

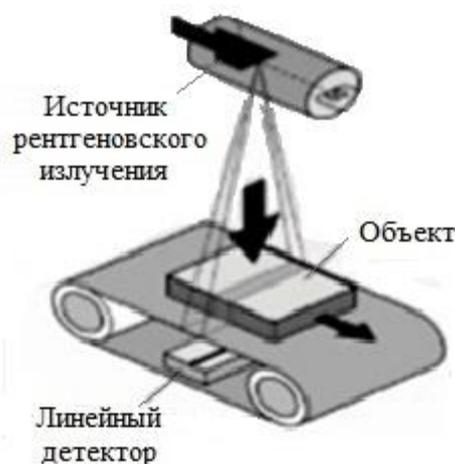


Рисунок 5 – Схема радиационного контроля линейным детектором на конвейере

На рис. 5 приведена схема радиационного контроля объектов, движущихся на конвейере, с помощью линейного детектора. Объект перемещается с постоянной скоростью относительно источника рентгеновского излучения и линейного детектора, в результате чего объект сканируется узким пучком рентгеновского излучения. Рентгеновское изображение объекта при этом построчно регистрируется линейным детектором, оцифровывается и передается в компьютер.

1.2.5 Описание детекторной матрицы ShadoCam

В детекторах непрямого преобразования для преобразования рентгеновского излучения в свет используется сцинтиллятор. Свет, излучаемый в сцинтилляторе затем поступает на матрицу фотодиодов и преобразуется в электронное изображение. Некоторые детекторы могут быть оснащены различными сцинтилляторами с целью оптимизации их чувствительности и разрешения. В частности, детекторная матрица ShadoCam может быть оснащена различными вариантами сцинтилляторов на заводе-изготовителе, чтобы соответствовать требованиям конкретного диапазона энергии или разрешения.

Одним из наиболее эффективных сцинтилляторов доступных в плане светоотдачи при взаимодействии падающей энергии рентгеновского излучения является сцинтиллятор оксисульфид гадолиния Gd_2O_2S или просто Gadox. Кроме того, его высокий атомный номер и плотность делают его эффективным поглотителем рентгеновских лучей. Его основным недостатком является то, что он изготовлен в однородном слое мелких кристаллических частиц. Это означает, что любой свет, генерируемый под действием рентгеновских лучей быстро рассеивается, прежде чем он перехватывается фотодиодами. Толстые Gadox экраны, которые лучше поглощают высокоэнергетические рентгеновские лучи, обладают сильной размытостью и не могут быть использованы для изображений с высоким разрешением. Более тонкие экраны, с другой стороны, не в состоянии поглощать большую часть поступающих рентгеновских лучей - особенно при более высоких энергиях - что приводит к снижению чувствительности.

Для уменьшения рассеяния света в сцинтилляторе и увеличения разрешающей способности детектора применяют сцинтиллятор CsI с монокристаллической игольчатой структурой (рис. 6, б). Монокристаллы CsI игольчатой структуры ориентированы перпендикулярно поверхности сцинтиллятора и направляют свет к фотодиодной матрице как по оптоволокну (т. е. без рассеяния).

В детекторной матрице SN1739 сцинтиллятором является Gd_2O_2S . Устройство матрицы приведено на рис.6.

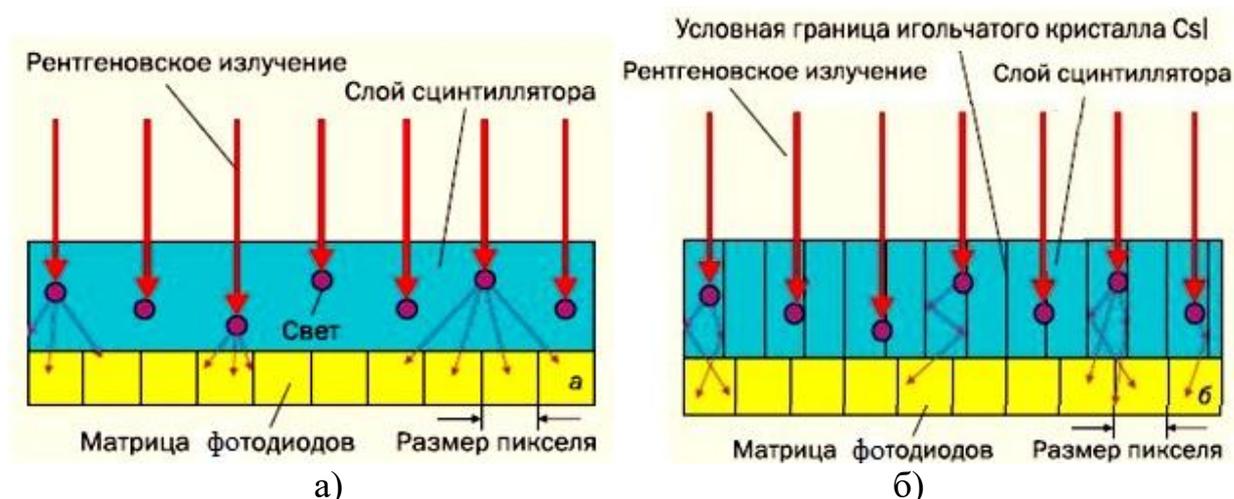


Рисунок 6 – Схема регистрации рентгеновского излучения детектором непрямого преобразования: а – со сцинтиллятором из Gd_2O_2S ; б – со сцинтиллятором из CsI

Технические характеристики матрицы приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Технические характеристики ShadoCam

Размер активной области, пикселей	1024 x 768
Размер пикселя, мкм	96 x 96
Динамический диапазон	4000:1
Период считывания ⁽¹⁾ , мс	540
Напряжение питания, В	6-8
Средний темновой ток (23 °С) ⁽²⁾ , ADU/сек	8
Шум считывания, ADU	<1
Коэффициент преобразования, электронов/ADU	500
Максимальный ток питания, мА	750
Рассеиваемая мощность, Вт	< 5
Время передачи изображения на ПК, сек	
TIFF - формат	0.5
RAW - формат	3-4
Максимальная частота кадров, Гц	30
Диапазон рабочих температур, °С	от 0 до 50
Диапазон температуры хранения, °С	от -25 до +85
Относительная влажность	от 10 до 80 %
Вес, кг	3,5
⁽¹⁾ Время, необходимое для переноса изображения с датчика в память камеры	
⁽²⁾ Темновой ток удваивается примерно каждые 8 °С	

Детекторная матрица предназначена для использования с рентгеновскими источниками с напряжением от 40 до 120 кВ.

Массив фотодиодов внутри ShadoCam всегда выполняет интегрирование сигнала и, следовательно, требует периодической перезагрузки. Операция сброса выполняется автоматически во время цикла считывания. Поскольку каждая строка сканируется во время цикла считывания, фотодиоды в этой строке сбрасываются. Периодическое считывание необходимо в целях предотвращения насыщения детектора. Этот сигнал считывания автоматически генерируется с помощью микропроцессора, и любой сигнал (изображение), который хранится в детекторе теряется, если камера не получает команду USB, чтобы сохранить данные изображения в свою внутреннюю память. В этом случае следующее доступное изображение будет передано, а затем может быть доступно через интерфейс USB. Максимальное время интегрирования, которое может быть установлено через интерфейс USB составляет 33,5 секунды.

В ShadoCam применен электронный затвор для работы с синхронизированным облучением рентгеновскими лучами. В этом случае либо Запуск через программное обеспечение (через интерфейс USB) или Запуск на аппаратном средстве начинает запрограммированную последовательность синхронизации, который первым сбрасывает массив фотодиодов, затем ждет и интегрирует в течение заранее заданного периода времени, а затем считывает изображение.

Сброс осуществляется с помощью синхроимпульса длительностью 10 мкс с последующим "быстрым считыванием", которое занимает 140 мс, чтобы очистить массив. На рис.7 показан этот процесс.

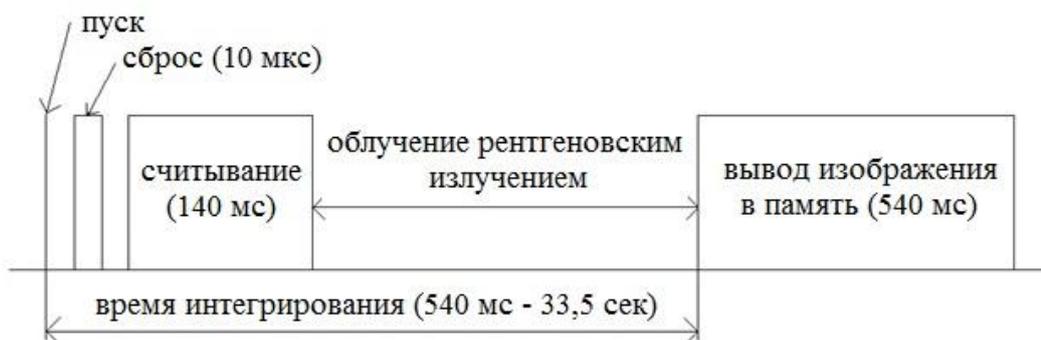


Рисунок 7 – Временная диаграмма работы детекторной матрицы