(уменьшение пропускания) и формированием наночастиц серебра (увеличение отражения), что определяет изменение экстинкции в зависимости от дозы имплантации в модифицированном слое полимера.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, исследование пропускания, отражения и экстинкции плёнок ПИ, имплантированных ионами серебра показало, что пропускание при имплантации с ростом дозы имплантации уменьшается, что обусловлено образованием кластеров углерода и серебра. Увеличение экстинкции и уменьшение отражательной способности модифицированного полимера с ростом дозы имплантации также обусловлено образованием углеродных и серебряных кластеров.

Литература

1. *Оджаев В. Б., Козлов И. П., Попок В .Н., Свиридов Д. В.* / Ионная имплантация полимеров. Минск: БГУ, 1998. С.-197.
2. *Степанов А. Л.* Оптические свойства металлических частиц, синтезированных в полимере методом ионной имплантации / Журнал технической физики. 2004. Том 74., вып.2. С.11

ЦИФРОВЫЕ СИСТЕМЫ ИНТРОСКОПИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ ИСТОЧНИКОВ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ

К.О. Ямный

Интроскопия занимается решением проблем в области неразрушающего исследования внутренней структуры вещества и происходящих в нем процессов. Отличительной особенностью работы системы радиационной интроскопии является то, что выходные данные представляются в виде изображения на экране дисплея, что позволяет контролировать объект в режиме реального времени на безопасном расстоянии от источника излучения.

Системы интроскопии с применением источников ионизирующего излучения находят широкое применение в медицине в качестве диагностических приборов (флюорография, стоматология, хирургия, онкология), в технике в качестве приборов для неразрушающего контроля, для систем безопасности (интроскопия человека и багажа), в таможенной сфере для контроля грузов и транспортных средств, в судебно-медицинской экспертизе и др.[1]. Особенно широко такие системы стали применяться в последнее время, во-первых, из-за угрозы терроризма, во-вторых, вследствие достижений в области электроники преобразующей ионизирующее излучение в электрический сигнал и достижений в области микроэлектронных систем на одном большом кристалле.

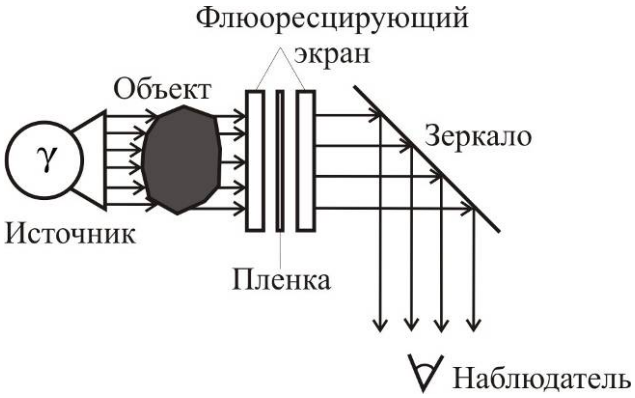

Рис.1. Типовая схема системы интроскопии

Работа системы интроскопии основана на уменьшении интенсивности потока γ-квантов или X-лучей при прохождении ими исследуемого объекта:

$$I = I_0 \cdot e^{-\sigma_z(E)\cdot x}, \qquad (1)$$

где I_0 – интенсивность γ-квантов до прохождения их через объект, x – толщина объекта, $\sigma_z(E)$ – коэффициент ослабления, зависящий как от вещества среды(в первую очередь от атомного номера Z вещества) и от энергии E γ-квантов.

В связи с тем, что конкретные объекты имеют различную плотность и, следовательно, разные $\sigma_z(E)$, то анализируя интенсивность γ-квантов после прохождения ими изучаемого объекта можно различить форму его внутреннего содержания. Зависимость $\sigma_z(E)$ от атомного номера вещества, а также от энергии γ-квантов позволяет получить дополнительную информацию о внутреннем содержании исследуемого объекта путем совместной обработки результатов эксперимента при различных энергиях источника излучения.

Первоначальный вид таких систем, разработанный автором интроскопии В. Рентгеном, представлен на рис. 1.

В качестве детектора использовалась пленка, чувствительная к потоку X-лучей. Для уменьшения дозовой нагрузки на наблюдателя позади экрана можно поставить зеркало под углом 45º к световому потоку.

Последнюю систему легко превратить в цифровую, если вместо наблюдателя поместить телевизионную камеру и связать ее с компьютером[2]. Однако основной недостаток — низкая контрастность изображения, вызванная рассеянным рентгеновским излучением и большая дозовая нагрузка на исследуемый объект, что важно, если в качестве объекта выступает человек или в объекте присутствуют материалы, чувствительные к γ-квантам.

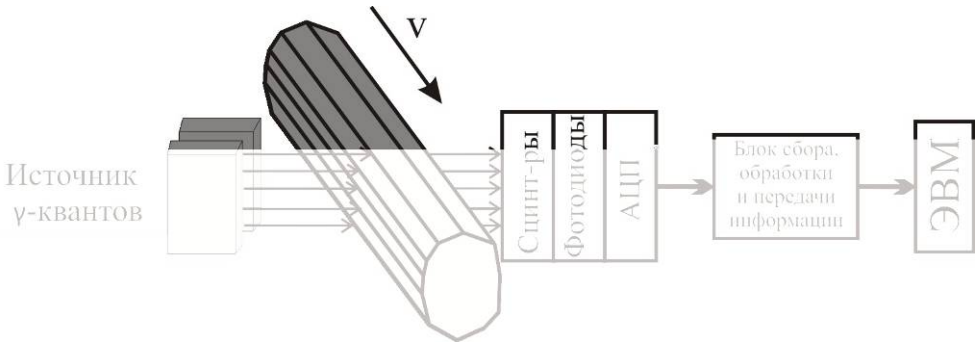

Рис. 2 Сканирующий тип систем интроскопии

Уменьшить дозовую нагрузку и одновременно улучшить контрастность изображения можно, если применить сканирующий метод исследования объекта (рис. 2).

В этом методе поток γ-квантов формируют с помощью соответствующего коллиматора в виде тонкого сектора(порядка 1 мм) с центром на аноде рентгеновской трубки или на мишени ускорителя, а для просвечивания всего объекта осуществляют взаимное перемещение (желательно с постоянной скоростью для устранения геометрических искажений получаемого изображения) объекта и потока γ-квантов. Коллиматор выполняют в виде узкой щели в защитном экране, который полностью ослабляет поток γ-квантов. Толщина луча в плоскости перпендикулярной защитному экрану может быть уменьшена до 1мм. В этом случае рассеиваемое излучение, если и засвечивает соседние участки исследуемого объекта, то не ухудшает контрастности изображения основного просматриваемого слоя. Одновременно в сотни раз уменьшается дозовая нагрузка на исследуемый объект и упрощается система защиты от действия ионизирующего излучения на обслуживающий персонал и посторонних лиц.

Важным достоинством системы интроскопии с рентгеновской трубкой или с ускорителем является почти мгновенное прекращение потока γ-квантов после отключения питающего их напряжения, что позволяет обеспечить безопасность в работе.

Преобразование интенсивности ионизирующего излучения в изображение объекта осуществляется многоступенчато. Первоначально излучение проходит через детектор, который преобразует поток γ-квантов или рентгеновских квантов в световые фотоны. Затем световые фотоны отдают свою энергию материалу детектора и преобразуются в электрические заряды. Затем заряды преобразуются зарядовым усилителем в напряжение, далее в АЦП напряжение преобразуется в цифровые данные. Эти данные передаются в распоряжение ресурсов компьютера и про-

грамм, которые по заданному алгоритму выполняют преобразование цифровых данных в точки изображения на экране дисплея.

Первым этапом в решении задачи построения этой системы является выбор сцинтилляторов и фотодиодов.

В непрерывном режиме регистрации гамма-излучения выходной ток детектора:

$$I \sim \eta(E) \cdot \sigma \cdot S, \qquad (2)$$

где $\eta(E)$ - эффективность регистрации γ-квантов энергией E; σ - конверсионная эффективность сцинтиллятора; S [А/Вт] – фоточувствительность фотодиода.

Таким образом, критерием оптимального выбора сцинтиллятора является максимизация произведения $\eta(E) \cdot \sigma$. Сцинтиллятор должен обладать большим световыходом в диапазоне длины волны излучения 500 нм, что соответствует диапазону работы фотодиода. И, кроме того, следует учитывать, что среднее значение энергетического спектра используемого источника излучения (бетатрон) лежит в области 1 МэВ. В результате проведенного анализа были отобраны три типа сцинтилляторов с высоким произведением $\eta(E) \cdot \sigma$ с учетом приведенных выше требований: CsI(Tl), BGO ($Bi_4Ge_3O_{12}$) и CWO ($CdWO_4$). Дальнейшие исследования показали, что, несмотря на то, что сцинтиллятор CsI(Tl) имеет наименьшую тормозную способность, выигрыш по произведению $\eta(E) \cdot \sigma$ в его случае составляет около 50%.

Фотодиод обычно подключается к усилителю в режиме генерации тока, поэтому усилители работают в режиме интегрирования тока от фотодиодов. Чувствительность системы ограничена тепловым шумом усилителя и его фликкер-шумом, дробовым шумом входного тока усилителя тока фотодиода, а также дополнительным шумом, который могут вносить электронные схемы, включенные после интегратора. Минимальная емкость интегратора определяется достижимым зарядом переключения ключа и требуемым динамическим диапазоном интегратора.

На выходе интегратора включают аналого-цифровой преобразователь, выполняемый по схеме $\sigma - \delta$ - модулятора для достижения высокой разрешающей способности и большого динамического диапазона. Широкий динамический диапазон необходим для обеспечения хорошей контрастности изображения и большой проникающей способности интроскопа.

Для сбора данных с АЦП и передачи их в компьютер, а также передача управляющих команд от компьютера в измерительные каналы разработан комплекс синхронизации системы. Управление осуществляется с помощью интерфейса RS485. Передача данных в компьютер происходит

по интерфейсу Ethernet, для чего в систему встроен специальный микропроцессор DM9000. Измеренная скорость передачи по каналу Ethernet с учетом служебных данных составила около 48 Мбит/сек.

Литература

1. *Чадович И.И*. Электронные средства досмотра. Учеб. пособие/СПбГУАП СПб.,2001.35с.
2. *Белова И.Б., Китаев В.М.* Малодозовая цифровая рентгенография.// Орел, 2001.